



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810179373.4

[43] 公开日 2009 年 6 月 17 日

[11] 公开号 CN 101455554A

[22] 申请日 2008.12.10

[21] 申请号 200810179373.4

[30] 优先权

[32] 2007.12.10 [33] JP [31] 2007-318658

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 田中秀树 长谷川润 中村俊夫

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所
代理人 刘新宇

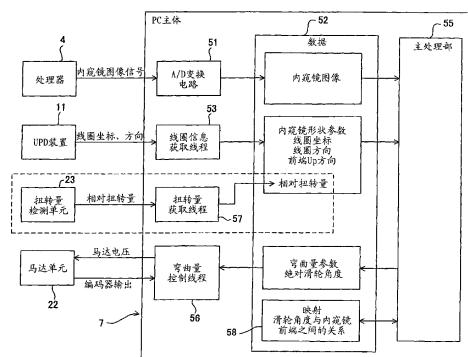
权利要求书 4 页 说明书 26 页 附图 14 页

[54] 发明名称

内窥镜系统

[57] 摘要

本发明提供一种内窥镜系统，该内窥镜系统具有：内窥镜，该内窥镜的弯曲部形成在插入部的前端侧；弯曲驱动部，其电气地对上述弯曲部进行弯曲驱动；映射信息保存部，其保存映射信息，该映射信息是以弯曲部的后端附近的位置为基准位置、将使弯曲部弯曲的情况下弯曲量和对应于弯曲量的插入部前端的三维位置及方向相关连地进行数据化而得到的映射信息；位置/方向检测部，其检测插入部前端的三维位置及方向；以及弯曲控制部，其使用映射信息来控制弯曲驱动部的弯曲驱动使得插入部前端指向作为目标的目标方向。



1. 一种内窥镜系统，包括：

内窥镜，该内窥镜的可弯曲的弯曲部形成在插入部的前端侧；

弯曲驱动部，其电气地对上述弯曲部进行弯曲驱动；

映射信息保存部，其保存映射信息，该映射信息是以上述弯曲部的后端附近的位置为基准位置、将使上述弯曲部弯曲的情况下包括弯曲方向的弯曲量和对应于上述弯曲量的插入部前端的三维位置及方向相关连地进行数据化而得到的映射信息；

位置/方向检测部，其检测上述插入部前端的三维位置及方向；以及

弯曲控制部，其使用上述映射信息来控制上述弯曲驱动部的弯曲驱动使得上述插入部前端指向作为目标的目标方向。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，

上述映射信息保存部将多个弯曲量和分别对应于上述多个弯曲量的上述插入部前端的三维位置及方向相关连地进行数据化而作为上述映射信息进行保存，其中，上述多个弯曲量是使上述弯曲部以相对于上下方向及左右方向的互不相同的多个角度进行弯曲的情况下弯曲量。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，

上述弯曲量是构成上述弯曲驱动部的、用于将上述弯曲部向互不相同的方向弯曲驱动的多个马达的旋转角，或者是通过上述多个马达分别进行旋转的多个滑轮的旋转角。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，

还具有目标方向算出部，该目标方向算出部根据由设置在上述内窥镜的上述插入部前端的摄像部拍摄得到的内窥镜图像来算出上述目标方向。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，

上述位置/方向检测部通过检测被配置在上述插入部内的前端侧的多个磁场产生用线圈的多个位置来检测上述插入部前端的三维位置及方向。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，

上述弯曲控制部对上述弯曲驱动部进行控制使得上述弯曲部弯曲相对角，该相对角相当于分别与由上述位置/方向检测部检测出的上述插入部前端的方向和想要使上述插入部前端指向的目标方向对应的上述映射信息的坐标系上的两方向的差值。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，

将上述映射信息与上述内窥镜的识别信息相关连地保存到上述映射信息保存部中。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，

还具有扭转量检测部，该扭转量检测部检测上述插入部绕该插入部的轴向扭转的扭转量。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，

还具有映射制作部，该映射制作部制作上述映射信息。

10. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，

上述内窥镜具有上述映射信息保存部。

11. 一种内窥镜系统，包括：

内窥镜，其具备具有可弯曲的弯曲部的插入部；

映射信息保存部，其保存映射信息，该映射信息是以使上述弯曲部弯曲的情况下被设定在上述弯曲部的后端附近的位置为基准位置、将上述插入部前端的三维位置及方向的轨迹进行数据化而得到的映射信息；

前端方向算出部，其根据对上述插入部前端的当前的三维位置的指定，使用上述映射信息来算出当前的插入部前端的方

向；

目标位置方向算出部，其使用上述映射信息来算出想要使上述插入部前端指向的目标位置的方向；以及

弯曲控制部，其根据上述前端方向算出部及上述目标位置方向算出部的算出结果，进行使上述弯曲部从上述当前的插入部前端的状态向上述目标位置的方向弯曲的控制。

12. 根据权利要求11所述的内窥镜系统，其特征在于，

上述映射信息保存部将多个弯曲量和分别对应于上述多个弯曲量的上述插入部前端的三维位置及方向相关连地进行数据化而作为上述映射信息进行保存，其中，上述多个弯曲量是使上述弯曲部向上下方向及左右方向以互不相同的多个角度进行弯曲的情况下多个弯曲量。

13. 根据权利要求11所述的内窥镜系统，其特征在于，

上述前端方向算出部在将上述插入部前端的当前的三维位置及方向从检测出该当前的三维位置及方向的坐标系变换为以上述基准位置为原点的相对坐标系、并且进行了与上述映射信息的坐标系匹配的设定的状态下，通过指定上述当前的三维位置来算出上述映射信息的坐标系上的上述当前的插入部前端的方向。

14. 根据权利要求12所述的内窥镜系统，其特征在于，

还具有弯曲驱动部，该弯曲驱动部电气地对上述弯曲部进行弯曲驱动。

15. 根据权利要求14所述的内窥镜系统，其特征在于，

上述弯曲量是构成上述弯曲驱动部的、用于将上述弯曲部向互不相同的方向弯曲驱动的多个马达的旋转角，或者是通过上述多个马达分别进行旋转的多个滑轮的旋转角。

16. 根据权利要求11所述的内窥镜系统，其特征在于，

还具有目标位置算出部，该目标位置算出部根据由设置在上述内窥镜的上述插入部前端的摄像部拍摄得到的内窥镜图像来算出上述目标位置。

17. 根据权利要求11所述的内窥镜系统，其特征在于，上述弯曲控制部进行控制使得上述弯曲部弯曲相对角，该相对角相当于由上述目标位置方向算出部算出的方向与由上述前端方向算出部算出的方向之间的差值。

18. 根据权利要求11所述的内窥镜系统，其特征在于，还根据被设置在上述插入部中的磁场产生用线圈的位置来检测上述插入部前端的当前的三维位置。

19. 根据权利要求11所述的内窥镜系统，其特征在于，将上述映射信息与上述内窥镜的识别信息相关连地保存到上述映射信息保存部中。

20. 根据权利要求11所述的内窥镜系统，其特征在于，还具有扭转型检测部，该扭转型检测部检测上述插入部绕该插入部的轴向扭转的扭转型。

内窥镜系统

技术领域

本发明涉及一种将内窥镜插入被检体内来进行内窥镜检查的内窥镜系统。

背景技术

近年来，内窥镜被广泛应用于医疗领域等。该内窥镜具有插入到被检体内的细长的插入部，在插入部的前端侧上设置有弯曲自如的弯曲部。

在这样具备弯曲部的内窥镜中，从插入部的后端侧通过缆线的牵引、松弛来进行弯曲的操作，为了提高弯曲的操作性，还实现了利用作为弯曲驱动部件的马达的驱动力的电动弯曲方式的内窥镜。

但是，在如肠管那样要进行内窥镜检查的部位是弯曲的体腔内的情况下，对经验尚浅的医生来说，使内窥镜前端向目标位置移动并使内窥镜前端通过作为目标的线(例如肠管的中心线)是很难的操作。

为此，存在一种内窥镜系统，该内窥镜系统根据内窥镜图像来检测朝向内窥镜前端的方向(例如暗部)，根据检测出的方向求出内窥镜前端目标位置，进行弯曲动作使得当前的内窥镜前端位置与内窥镜前端目标位置一致。

在具备弯曲部的内窥镜中，存在当进行了多次弯曲动作时、缆线会变长的情形。

于是，操作侧的弯曲操作量与内窥镜前端侧的弯曲量之间产生偏差，使弯曲部进行弯曲的精确度降低。

因此，根据马达的旋转位置来决定的内窥镜弯曲部的形状

以及前端方向中存在误差。

另一方面，在日本特开2006-192056号公报中，公开了以下内容：内窥镜控制部具备存储弯曲部的弯曲动作的弯曲动作存储部件、以及预先存储与弯曲部的弯曲动作对应的动作参数的参数存储部件，通过由参数存储部件取出与弯曲部的弯曲动作相应的动作参数来控制弯曲部的弯曲量。

上述参数存储部件中保存有在弯曲指示部中向上下左右中的哪一个方向进行了操作、自内窥镜系统生产之后的总的弯曲指示操作次数n的数据。

该以往例公开了以下技术：预先设定与弯曲次数相应的(驱动信号的)脉冲宽度并保存到存储器中，使用保存在存储器中的设定信息来进行弯曲动作。

然而，上述以往例由于是仅利用操作侧的信息来对包括插入部的前端侧的弯曲方向的弯曲量进行控制的结构，因此当如上所述那样缆线变长时操作侧的基准位置会从变长之前的基准位置偏离，因此难以高精确度地进行弯曲控制。

因此，期望一种能够更高精确度地进行弯曲控制的系统。

发明内容

本发明的目的在于提供一种能够利用预先使插入部的前端侧的弯曲部弯曲而生成的三维的弯曲信息来高精确度地进行弯曲控制的内窥镜系统。

本发明的一个方式所涉及的内窥镜系统具备：

内窥镜，该内窥镜的可弯曲的弯曲部形成在插入部的前端侧；

弯曲驱动部，其电气地对上述弯曲部进行弯曲驱动；

映射信息保存部，其保存映射信息，该映射信息是以上述

弯曲部的后端附近的位置为基准位置、将使上述弯曲部弯曲的情况下包括弯曲方向的弯曲量和对应于上述弯曲量的插入部前端的三维位置及方向相关连地进行数据化而得到的映射信息；

位置/方向检测部，其检测上述插入部前端的三维位置及方向；以及

弯曲控制部，其使用上述映射信息来控制上述弯曲驱动部的弯曲驱动使得上述插入部前端指向作为目标的目标方向。

本发明的另一个方式所涉及的内窥镜系统具备：

内窥镜，其具备具有可弯曲的弯曲部的插入部；

映射信息保存部，其保存映射信息，该映射信息是以使上述弯曲部弯曲的情况下被设定在上述弯曲部的后端附近的位置为基准位置、将上述插入部前端的三维位置及方向的轨迹进行数据化而得到的映射信息；

前端方向算出部，其根据对上述插入部前端的当前的三维位置的指定，使用上述映射信息来算出当前的插入部前端的方向；

目标位置方向算出部，其使用上述映射信息来算出想要使上述插入部前端指向的目标位置的方向；以及

弯曲控制部，其根据上述前端方向算出部及上述目标位置方向算出部的算出结果，进行使上述弯曲部从上述当前的插入部前端的状态向上述目标位置的方向弯曲的控制。

附图说明

图1是以使用例的状态表示本发明的实施例1的内窥镜系统的结构的结构图。

图2是表示内窥镜装置的外观例的图。

图3是表示内窥镜的内部结构的图。

图4是表示插入部的前端侧的线圈的配置例的图。

图5是表示检测出的插入形状的图。

图6A是表示插入形状数据的例子的图。

图6B是表示帧数据的例子的图。

图6C是表示线圈坐标数据的例子的图。

图7是表示PC主体的功能性模块结构的图。

图8是表示主处理部的功能性模块结构的图。

图9是表示制作映射的处理过程的流程图。

图10表示制作映射数据的说明图。

图11是表示制作映射时的内窥镜基准位置与内窥镜前端的坐标等的说明图。

图12A是利用内窥镜前端的三维坐标系来表示映射、在该情况下从下方向向上方向的弯曲方向进行观察的侧视图。

图12B是利用内窥镜前端的三维坐标系来表示映射、在该情况下从右方向向左方向的弯曲方向进行观察的侧视图。

图13是表示本实施例的弯曲控制的过程的流程图。

图14是表示利用映射信息来算出目标滑轮角度的过程的流程图。

图15是使内窥镜前端的Up方向与y轴方向一致的处理的说明图。

图16是使用四元数的作用的说明图。

图17是算出用于从当前的内窥镜前端的设定状态向目标位置弯曲的目标滑轮角度的说明图。

图18是表示利用内窥镜前端压住皱襞的情形的说明图。

图19是表示本发明的变形例中的内窥镜及PC主体的结构的框图。

具体实施方式

下面，参照附图来说明本发明的实施例。

图1至图18涉及本发明的实施例1，图1以使用例的状态表示本发明的实施例1的内窥镜系统的结构，图2表示内窥镜装置的外观例，图3表示内窥镜的内部结构，图4表示插入部的前端侧的线圈的配置例，图5表示检测出的插入形状。

图6A~图6C表示插入形状数据、帧数据、线圈坐标数据的例子，图7表示PC主体的功能性模块结构，图8表示主处理部的功能性模块结构，图9表示制作映射的处理过程，图10表示制作映射数据的说明图。

图11表示制作映射时的内窥镜基准位置与内窥镜前端的坐标等，图12A和图12B三维地表示生成的映射，图13表示进行本实施例的弯曲控制的过程。图14表示利用映射信息算出目标滑轮角度的过程。

图15表示使内窥镜前端的Up方向与y轴方向一致的说明图，图16表示使用四元数的作用的说明图，图17表示算出用于从当前的内窥镜前端的设定状态向目标位置弯曲的目标滑轮角度的说明图，图18表示利用内窥镜前端压住皱襞的情形。

如图1所示，本发明的实施例1的内窥镜系统1具有：内窥镜装置6，其具备进行内窥镜检查的内窥镜2、光源装置3、处理器4及内窥镜监视器5；个人计算机主体(以下简述为PC主体)7及PC监视器8，其对由内窥镜2拍摄得到的内窥镜图像进行图像处理及弯曲控制的处理；以及作为内窥镜形状检测部件的UPD装置11，其进行内窥镜2的插入部9的至少前端侧的位置检测。

如图1所示，内窥镜2具有：细长的插入部9，其被插入到作为躺在床12上的被检体的患者13的体腔内(管腔内)；以及操作部14，其被设置在插入部9的后端。从该操作部14延伸出的通

用线缆15的端部的连接器被连接到产生照明光的光源装置3和作为进行信号处理的信号处理装置的处理器4上。

如图2所示，插入部9具有：前端部10，其被设置在插入部9的前端；弯曲自如的弯曲部18，其被设置在该前端部10的后端；以及可挠部19，其具有从该弯曲部18的后端延伸到操作部14的挠性。

在操作部14上设置有作为进行使弯曲部18向手术医师20所期望的方向弯曲的指示操作的弯曲指示操作部件的例如操纵杆21。并且，手术医师20通过操作该操纵杆21，能够通过被设置在该操作部14内部的、形成电气的弯曲驱动部件的马达单元22，将弯曲部18电气地进行弯曲。

另外，在手术医师20选择了后述的自动弯曲控制模式的情况下，利用PC主体7的马达控制，通过马达单元22电气地进行弯曲部18的弯曲控制使得插入部9的前端侧朝向插入部9所插通的管腔的行进方向。

另外，如图1所示，在插入部9中的例如后端侧的外周面上设置有扭转量检测单元23，使得能够检测插入部9绕其轴进行扭转时的扭转量(旋转量)。

此外，作为图1中的内窥镜装置6，例如是图2所示的外观。在该图2中，PC主体7作为内窥镜2内的马达单元22的控制单元来构成内窥镜装置6。

另外，在图1中，内窥镜2中使用了操纵杆21，但是也可以如图2所示那样利用操控手柄来形成弯曲指示操作部件。

在本实施例中，手术医师20以手动(manual)方式对作为弯曲指示操作部件的例如操纵杆21进行弯曲操作，由此，除了具备将前端部10侧设定为管腔的行进方向来插入内窥镜2的手动弯曲的普通的弯曲控制模式之外，还具备自动弯曲控制模式，

在该自动弯曲控制模式中，根据内窥镜图像通过图像处理来三维地估计管腔内的暗部的位置(作为目标位置)并且估计插入部9的前端侧的插入形状，来电气地对弯曲部18进行弯曲控制使得插入部前端朝向目标位置的方向。此外，在本说明书中，插入部前端与内窥镜前端是相同的意思。

如图3所示，在插入部9内插通有传送照明光的光导件31，该光导件31经过图1或图2示出的操作部14、通用线缆15被连接到光源装置3上。

在该光导件31的后端面上入射来自光源装置3内的未图示的灯的照明光。然后，由光导件31传送的照明光从固定在设置于前端部10上的照明窗上的光导件前端面射出到前方。

然后，利用从照明窗射出到该插入部9的纵长轴的前方侧的照明光，对插入部9所插入的体腔内的纵长轴的前方侧进行照明。如图3所示，在与照明窗相邻设置的观察窗上安装有形成光学像的物镜32，其观察视场或者摄像范围由照明光来进行照明。

由形成光学像的物镜32、和作为配置在该物镜32的成像位置上的固体摄像元件的例如CCD 33形成作为摄像部件的摄像装置34。

由该CCD 33进行了光电变换的CCD输出信号或摄像信号被输入到处理器4中。通过该处理器4对摄像信号进行信号处理，作为将内窥镜图像显示在内窥镜监视器5上的内窥镜图像信号(影像信号)而生成例如RGB信号等。将内窥镜图像信号输入到内窥镜监视器5中，并在内窥镜监视器5的内窥镜图像显示区域上显示内窥镜图像。

此外，该内窥镜图像信号还被输入到作为进行图像处理及马达控制(或者弯曲控制)的图像处理/马达控制装置的PC主体7中，在检测位置信息的图像处理中使用，上述位置信息用于使

插入部9的前端向体腔内的行进方向插入。

另外，在本实施例所涉及的内窥镜2中，为了检测插入部9的插入形状(也称为内窥镜形状)，在插入部9内，例如从前端部10到可挠部19上的适当位置为止，例如以规定间隔配置多个UPD线圈(以下简单称为线圈)36a、36b、36c、36d...来作为分别产生位置信息的位置信息产生部件。

此外，例如利用产生磁场的磁场产生用线圈来形成线圈36a、36b、36c、36d...。并且，通过检测这些线圈36a、36b、36c、36d...的各线圈位置，能够算出插入部9的插入形状。

特别是通过检测插入部9的前端部的多个线圈、例如36a、36b的各位置，除了能够检测插入部9的前端位置以外还能够检测其轴向(朝向)来作为插入形状。在图3的例子中，线圈36c被配置在弯曲部18中，并且线圈36d被配置在弯曲部18的后端。

通过这样对配置在插入部9的前端侧的线圈36a、36b、36c、36d的位置进行检测，能够检测出前端部10和弯曲部18的弯曲形状。此外，不限定于图3示出的线圈配置的情况。

本实施例如后所述那样以该弯曲部18的后端的位置(在图3的图示例中是线圈36d的位置)为基准(坐标)位置，预先使弯曲部18向上下、左右的所有可弯曲的弯曲方向弯曲，来生成映射，该映射使在这种被弯曲的情况下弯曲驱动部件的驱动位置(在具体例中是作为旋转驱动角度的滑轮角度)、与插入部9的前端的三维位置及其方向相关连。

并且，本实施例通过利用该映射的信息，能够高精度度且短时间内进行弯曲控制使得插入部9的前端侧从当前的插入部9的前端的位置及其方向朝向暗部等期望弯曲的目标位置的方向。

图4放大表示插入部9的前端侧。在插入部9的前端侧上配

置有线圈36a、36b、36c、36d...。

如图4所示，在前端部10内除了配置有被配置在纵长轴的方向上的线圈36a、36b、36c、36d之外，例如在与被配置在纵长轴上的线圈36a正交的方向上与线圈36a相邻地配置有线圈36a'，该线圈36a'将其螺线管的轴(线圈的轴)设定为使弯曲部18弯曲的情况下上方向的弯曲方向(称为Up弯曲方向或简单称为Up方向)。

在这种情况下，配置成线圈36a与线圈36a'的线圈方向正交。此外，并不限定于配置成线圈36a与线圈36a'的线圈方向正交，也可以使线圈的方向平行。

通过进行这种配置，并通过检测各线圈36a、36b、36c、36d、36a'...的位置，除了能够检测(估计)前端部10的位置及其轴向之外，还能够检测(估计)前端部10的轴圆周的方位(Up方向、CCD 33的上方向)来作为内窥镜插入形状。

这样，通过线圈位置检测部件来检测包括内窥镜前端侧的弯曲方向的信息的内窥镜前端侧的插入形状，由此也能够检测(估计)该状态下的弯曲部18的弯曲状态。并且，容易地对弯曲部18进行弯曲控制使得内窥镜前端侧朝向暗部等目标位置的方向。

线圈36a、36b、36c、36d...的后端侧的线缆被连接在UPD装置11上。

另外，图1中示出的UPD装置11具备：未图示的UPD驱动电路，其通过施加规定频率的驱动信号来使线圈36a、36b、36c...产生磁场；以及磁场检测用的检测线圈单元11a，其由为了检测磁场而分别以规定的位置关系进行配置的多个检测线圈构成。

另外，该UPD装置11具备：位置检测部11b(参照图2)，其根据多个检测线圈的检测信号来检测(算出)各线圈36a、36b、

36c...的位置；插入形状算出/显示处理电路11c，其根据各线圈36a、36b、36c...的位置信息进行插入部9(内窥镜2)的插入形状的算出处理、和算出的插入形状的显示处理；以及形状显示监视器11d，其显示该插入形状。

此外，UPD装置11中至少检测线圈单元11a被配置在图1的床12的附近，在覆盖插入部9插入躺在床12上的患者13的三维区域的坐标系(称为世界坐标系)中，对线圈36a、36b、36c...的位置、即世界坐标系中的三维的坐标位置进行检测。

在设置如图3所示那样的线圈36a'而使得能够检测前端部10的特定方位(例如Up方向)的情况下，如图1所示那样的检测插入部9的扭转量的扭转量检测单元23并非是必不可少的。

图5表示由UPD装置11生成的插入形状的一例。如该图5所示，在三维坐标系中算出例如j帧(其中， $j=0, 1, 2\dots$)时的线圈36a、36b、36c、...的位置(X_{ji}, Y_{ji}, Z_{ji})(在此， $i=a, b\dots, m$)，通过连结这些线圈的位置来生成插入形状。

如图6A所示，包含由UPD装置11检测出的线圈36a、36b、36c、36d...的位置的插入形状数据构成为与各帧有关的帧数据(即，第0帧数据、第1帧数据、...)，并依次发送到PC主体7。

然后，如图6B所示，作为插入状态信息的各帧数据构成为具有插入形状数据的制作时刻、显示属性、附属信息以及线圈的三维坐标数据(线圈坐标数据)等数据。

另外，如图6C所示，线圈坐标数据分别表示从插入部9的前端侧到基端侧(操作部14侧)依次配置的线圈36a、36b、36c、36d...的三维坐标。

另一方面，由设置在前端部10上的摄像装置34得到的内窥镜图像随着插入部9对体腔内(以下是如大肠那样的管腔内)的插入量而发生变化。

因此，根据内窥镜图像检测出的管腔内的暗部(也称为管腔暗部)的位置信息被变换为世界坐标系。此外，该暗部的位置信息与管腔的行进方向对应，因此该位置信息成为要将插入部前端插入(导入)管腔的深部侧的插入方向的目标位置、或者要弯曲的弯曲方向的目标位置。

此外，设置在前端部10上的摄像装置34的观察方向(拍摄方向)在该内窥镜2中成为与插入部9的纵长轴平行的直视型。另外，插入方向为与摄像装置34的观察方向相同的方向。

由UPD装置11内部的线圈位置检测部检测出的线圈36a、36b、36c、36d...的线圈坐标位置及方向的信息也被输入到PC主体7(参照后述的图7)。

如图3示意性地表示的那样，弯曲部18构成为在其长度方向上转动自如地连结有多个弯曲片。另外，在插入部9内，沿着上下、左右的弯曲方向插通有弯曲缆线41u、41d、41l、41r。并且，这些弯曲缆线41u、41d、41l、41r的后端例如被连结在配置在操作部14内的构成马达单元22的滑轮42a、42b上。

操作部14内设置有滑轮42a与滑轮42b，其中，上述滑轮42a上卷有连结了上下方向的各弯曲缆线41u、41d的两端的缆线；滑轮42b上卷有连结了左右方向的各弯曲缆线41l、41r的两端的缆线。

各滑轮42a、42b分别连结在上下弯曲(驱动)用的UD马达43a、左右弯曲用的RL马达43b(也仅简述为马达43a、43b)的旋转轴上，根据正转及反转自如的马达43a、43b的旋转方向来进行旋转。如图7所示，通过被连接在马达单元22上的PC主体7来对构成上下、左右方向的弯曲驱动部件的这些马达43a、43b进行控制。

并且，利用马达43a、43b来旋转滑轮42a、42b，由此构成

电气弯曲驱动部件，该电气弯曲驱动部件牵引/松弛(推拉)弯曲缆线41u、41d、41l、41r来电气地对弯曲部18进行弯曲驱动。

弯曲部18的弯曲量与通过马达43a、43b使滑轮42a、42b旋转的旋转量相对应，因此将滑轮42a、42b的旋转量称为滑轮角度或滑轮角。

例如利用作为旋转角检测部件或者旋转位置检测部件分别被安装在马达43a、43b的旋转轴上的上下用旋转编码器(UD编码器)44a、左右用旋转编码器(RL编码器)44b来分别检测马达43a、43b的旋转角(也称为马达角)或者滑轮角。如图7所示，这些UD编码器44a、RL编码器44b的编码器输出被输入到PC主体7中。

并且，在自动弯曲控制模式的情况下，马达单元22内的马达43a、43b根据来自PC主体7侧的UPD装置11的目标位置的估计结果和当前的(内窥镜)前端部10侧的位置及方向，使用后述的映射信息来控制弯曲驱动。也就是说，PC主体7具有弯曲控制部件的功能。

除此之外，PC主体7通过后述的图像处理来进行用于确定想要进行弯曲的目标方向的目标位置的算出处理。

此外，在通过手动操作来进行弯曲的情况下，根据利用设置于操作部14的作为弯曲指示操作部件的操纵杆21的向上下、左右的任意弯曲方向的指示值，由PC主体7对马达43a、43b的旋转驱动量(相当于滑轮42a、42b的滑轮角度)进行控制使弯曲部18弯曲至指示弯曲的弯曲量，从而使得编码器输出与该指示值一致。

因此，操纵杆21上设置有例如检测向上下方向和左右方向的倾斜操作量的未图示的编码器或电位计等，示出弯曲指示值、方向的指示信息。在这种情况下，PC主体7简单地进行弯曲控

制使得编码器输出与弯曲指示值一致。

图7表示PC主体7的功能结构。来自处理器4的内窥镜图像信号通过PC主体7内的A/D变换电路51而作为内窥镜图像的数据被保存在存储器52内。

另外，由UPD装置11得到的线圈坐标和方向的信息通过线圈信息获取线程53而作为内窥镜形状参数、具体地说作为线圈坐标位置、线圈方向、前端Up方向的数据被保存在存储器52内。

然后，将内窥镜图像的数据与内窥镜形状参数的数据输出到由CPU形成的主处理部(或者主线程)55。

此外，CPU也可以是不仅进行该主处理部55的处理还进行其它处理、例如后述的弯曲量控制线程56的处理的结构，图7示出的主处理部55也可以是进行弯曲量控制线程56的处理的结构。

另外，将内窥镜2的马达单元22的编码器输出输入到弯曲量控制线程56，并将通过主处理部55的处理生成并暂时保存在存储器52内的弯曲量参数的数据输入到该弯曲量控制线程56。

该弯曲量参数是作为要从当前的滑轮角度设定为目标位置的方向的滑轮角度的设定滑轮角度。该设定滑轮角度例如是基于差值的相对滑轮角度(后述)。

此外，如在图7中以虚线示出的那样，在使用扭转量检测单元23的情况下，由扭转量检测单元23检测出的相对扭转量通过扭转量获取线程57而作为存储器52内的例如内窥镜形状参数的数据之一的相对扭转量的数据而被保存。

另外，在本实施例中，在存储器52中还保存有预先对滑轮角度的各位置与内窥镜前端的三维的位置及方向之间的关系进行测量并进行了数据化的数据映射(查找表)58的信息，其中，上述滑轮角度作为与使弯曲部18向上下、左右弯曲的情况下的

(包括弯曲方向的)弯曲量对应的弯曲驱动部件侧的弯曲量。也就是说，该存储器52形成映射信息的保存部件。

也可以使用作为马达43a、43b的旋转角的马达角度来代替滑轮角度。另外，在通过被连结在马达43a、43b的旋转轴上的齿轮来对滑轮42a、42b进行旋转驱动的情况下，也可以使用作为齿轮的旋转角的齿轮角度。

在这种情况下，在使弯曲部18在靠近插入部9的前端的(插入部9上的)位置上进行弯曲的情况下，作为几乎没有由于弯曲而发生变化的基准位置，具体将弯曲部18的后端设定为该基准(坐标)位置，来生成该映射58。

由此，在相同的内窥镜2的情况下，能够在任意的弯曲状态(滑轮角度状态)下共用该映射58的数据(也称为映射信息)。

此外，在本实施例中，该映射信息是弯曲部18在例如上下方向和左右方向、进一步地说上下方向中的上方向和下方向等方向上可弯曲的范围(最大滑轮角度)不同的情况也能够对应的映射信息。另外，该映射信息不仅与向上下、左右四个方向弯曲的情况对应，还与向例如上与左之间的方向等任意方向弯曲的情况对应。

另外，关于该映射信息，以规定的弯曲方向为基准方向生成其数据。在本实施例中，例如将上(U或者Up)方向的弯曲设定为映射58的y轴，生成映射信息(后述)。

并且，在如利用该映射信息来使内窥镜前端向目标方向弯曲(或者指向)那样的情况下，进行使内窥镜前端的坐标系、目标方向与映射信息的坐标系匹配的处理。

另外，主处理部55如图8中说明的那样利用该映射信息，根据当前的内窥镜前端的形状信息来算出使弯曲部18向作为目标的目标位置的方向弯曲的滑轮角度，并通过存储器52发送到

弯曲量控制线程56。

弯曲量控制线程56将算出的滑轮角度变换为马达电压(更具体地说, UD马达电压值、 RL马达电压值)并输出到马达单元22的UD马达43a、 RL马达43b。

图8表示主处理部55的功能结构。

如图8所示, 主处理部55具有: 图像内目标位置检测部55a的功能, 其根据内窥镜图像中的管腔信息检测目标位置; 内窥镜形状处理部55b的功能, 其根据线圈坐标检测内窥镜各部分的位置、方向; 以及扭转量算出部55c的功能, 其根据相对扭转量算出绝对扭转量。内窥镜形状处理部55b具有检测内窥镜前端的位置及方向的位置/方向检测部件的功能。

此外, 如以虚线示出的那样, 扭转量算出部55c在被输入相对扭转量的情况下进行该处理。

图像内目标位置检测部55a根据内窥镜图像将该内窥镜图像内的相当于管腔的行进方向的暗部的中心位置(或者重心位置)作为二维的位置信息来进行检测。

考虑CCD 33的像素大小、焦点距离等的值来对该暗部的位置进行检测。然后, 根据该时刻的、暗部相对于插入部9的前端位置的位置信息, 检测该暗部的位置的方向来作为插入部前端(内窥镜前端)要插入的插入方向。

另外, 例如通过作为从阴影恢复形状的方法的Shape From Shading(阴影恢复形状)法(简写为SFS法)的图像处理来算出该暗部的二维位置信息、进一步地说包含有该暗部的深度方向的值的三维位置。然后, 将该三维的位置信息作为插入部前端要(指向)导入的目标位置来利用。

此外, 由图像内目标位置检测部55a检测出的目标位置通过图像内目标位置检测部55a内的坐标系变换部被变换为世界坐

标系的目标位置。另外，该目标位置的方向成为插入部前端要插入的目标方向。

变换后的目标位置被输出到算出弯曲量或者算出滑轮角度的弯曲量算出部(滑轮角度算出部)55d。

内窥镜各部分的位置、方向的信息通过内窥镜形状处理部55b输入到该弯曲量算出部55d。

另外，在该弯曲量算出部55d中，从扭转量算出部55c还算出绝对扭转量。在没有设置扭转量检测单元23的情况下，不算出该绝对扭转量。

根据基于扭转量检测单元23的扭转量来检测插入部9绕其轴向旋转的旋转角。此外，在没有设置扭转量检测单元23的情况下，也能够通过图4示出的线圈36a、36a'的位置检测(能够检测Up方向，由此不使用扭转量)来算出内窥镜前端的弯曲方向。

然后，该弯曲量算出部55d根据被输入的信息中的内窥镜前端的位置及方向信息，并参照映射信息，算出当前的内窥镜前端的弯曲状态。

另外，弯曲量算出部55d在算出当前的弯曲状态之后，参照映射信息，算出用于使内窥镜前端从该弯曲状态向目标位置的方向弯曲的滑轮角度。

也就是说，弯曲量算出部55d使用映射信息，形成算出当前的内窥镜前端的位置及方向的部件和算出目标位置的方向的部件。

算出的滑轮角度作为设定滑轮角度而经过存储器52输出到弯曲量控制线程56。然后，该弯曲量控制线程56将该设定滑轮角度变换为马达电压(UD马达电压、RL马达电压)并施加到马达单元22内的UD马达43a、RL马达43b。

通过UD马达43a、RL马达43b的旋转驱动，弯曲部18进行

弯曲使得内窥镜前端与目标位置的方向一致。

接着参照图9来说明制作用于弯曲控制的映射58的处理。此外，例如在从内窥镜的工厂出货之前进行该映射58的制作。

如图9所示，在最初的步骤S1中，映射制作者根据上下方向的滑轮角度 θ_1 、左右方向的滑轮角度 θ_2 ，来设置与上下左右方向对应的滑轮角度(θ_1, θ_2)。

为了具体地进行步骤S1，图10中指定了代表性的滑轮角度值来作为映射位置。示出了例如设置有正方格子(grid)的步骤S1的状态的映射的一例。此外，通过结束图9的处理，完成映射58。

在图10中，以(0, 0)为原点，在实际使用的内窥镜2的弯曲特性的范围内能够设置上下方向(用Up、D来表示)的滑轮角度 θ_1 和左右(用L、R来表示)方向的滑轮角度 θ_2 。

例如，在图10中，上下方向的滑轮角度 θ_1 的实际可设定的滑轮角度范围为从 θ_{Dm} 到 θ_{Um} ，左右方向的滑轮角度 θ_2 的实际可设定的滑轮角度范围为从 θ_{Lm} 到 θ_{Rm} 。此外，在这种情况下， θ_{Dm} 、 θ_{Lm} 被定义为负值。另外，在本实施例中，如图10所示，上方向(Up方向)被设定为作为映射58中的基准方向的例如y轴。

在步骤S1中，实际上，例如设置(θ_{1i}, θ_{2j})来作为滑轮角度(θ_1, θ_2)。在此，i、j表示格子上的滑轮角度，在图10中示出其显示例。

此外，在流程图(步骤S4)中，使用了格子之间的滑轮角度值的偏移值 $\Delta\theta$ 。

在步骤S1中设置的滑轮角度(θ_{1i}, θ_{2j})的状态下，如步骤S2所示，映射制作者对内窥镜基准位置和内窥镜前端位置的坐标和方向进行测量。

图11表示在滑轮角度(θ_{1i}, θ_{2j})的状态下通过步骤S2所示的处理测量出的内窥镜基准位置坐标(Xo, Yo, Zo)和内窥镜前端

位置坐标(X_{ij} , Y_{ij} , Z_{ij})、以及该情况下的各方向 D_o 、 D_{ij} 的一例。此外，在该情况下，作为各方向、例如 D_o ，具有在该内窥镜基准位置上的轴向的信息，但是将弯曲的特定方向(具体地说是弯曲的上方向)作为基准。

在下一个步骤S3中，算出内窥镜前端相对于内窥镜基准位置的坐标、方向的三维的相对坐标、相对方向，并写入到对应的映射位置。

具体地说，在图10的滑轮角度(θ_{1i} , θ_{2j})的格子点上的位置(成为映射位置、或者映射数据位置)上，将内窥镜前端的相对坐标($X_{ij}-X_o$, $Y_{ij}-Y_o$, $Z_{ij}-Z_o$)和相对方向($D_{ij}-D_o$)相关连地进行写入。

在此，以一个滑轮角度(θ_{1i} , θ_{2j})的情况来具体地表示，但是经过以下步骤，根据偏移值 $\Delta\theta$ 对其它的滑轮角度值也进行同样的关连。

也就是说，将图11中的内窥镜基准位置设定为原点、并且将该情况下的方向设定为0的状态下的内窥镜前端的位置坐标及方向的值与各滑轮角度(θ_{1i} , θ_{2j})相关连地写入到各映射数据位置。换句话说，使从内窥镜基准位置的相对位置坐标以及相对方向的值与滑轮角度相关连。

如下一个步骤S4所示，对滑轮角度 θ_1 、 θ_2 赋予偏移值 $\Delta\theta$ ，设定为相邻的格子位置的滑轮角度 θ_{1i} 、 θ_{2j} 。

在下一个步骤S5中，判断滑轮角度 θ_1 、 θ_2 是否超过了该内窥镜的滑轮角度范围，在未超过的情况下返回到步骤S1，重复进行步骤S1~S5的处理。此外，实际上，在上下方向的滑轮角度的范围与左右方向的滑轮角度的范围之间，对弯曲部18可弯曲的范围进行步骤S1~S5的处理。

这样制作映射58。该映射58是对应的内窥镜前端的相对坐

标(X_{ij} - X_o , Y_{ij} - Y_o , Z_{ij} - Z_o)和相对方向(D_{ij} - D_o)的数据相关连地保存到如图10所示的各映射位置的滑轮角度(θ_{1i} , θ_{2j})中的映射。

然后, 当以表示内窥镜前端的三维坐标系来表示该映射58的各数据时, 映射58成为表示在三维坐标系上标绘出使弯曲部18弯曲的情况下内窥镜前端位置的轨迹的曲面。

另外, 此时, 内窥镜前端位置上的其前端的轴向作为方向信息而与位置成对地进行数据化。

因此, 在映射58上, 当指定当前的内窥镜前端的位置时, 能够算出对应的当前的内窥镜前端的方向。

此外, 也可以自动地进行制作图9示出的映射58的过程。

这样, 从内窥镜的前端的D方向向U方向观察这样作为曲面进行显示时的映射58(映射的侧视图的)的情况下映射58为如图12A, 从内窥镜前端的R方向向L方向观察的(映射的侧视图的)情况下的映射58为如图12B所示。

此外, 在图12A、图12B中, 各映射位置上还三维地示出表示内窥镜前端的方向的线段。此外, 图17中示出了从与图12A、图12B不同的方向观察的映射58的一部分轮廓的例子。在图17中, 在表示图12A、图12B中的内窥镜前端的方向的线段的端部上附加箭头来以向量表示方向。

此外, 以从工厂出货之前进行映射58的制作的情况进行了说明, 但是并不限于这种情况, 也可以将制作该映射58的程序保存在PC主体7内, PC主体7按照该程序来制作映射58。另外, 对不具有映射58的状态的内窥镜系统1, 也能够传送制作映射58的程序等来制作映射58。这样, 内窥镜系统1也可以构成为具备映射58的制作部件。

接着参照图13, 说明使用(如上述那样生成的)映射信息的

由本实施例中的主处理部55进行的弯曲控制的处理动作。

最初如步骤S11所示那样进行初始设定。在下一个步骤S12中，主处理部55获取配置在插入部9内的线圈36a、36b、36c、…的线圈信息、即各线圈位置的信息。

在下一个步骤S13中，构成主处理部55的CPU根据线圈位置的信息来算出内窥镜的前端位置、前端方向。在下一个步骤S14中，CPU获取内窥镜图像的图像数据。

在下一个步骤S15中，CPU对图像数据的失真进行校正。这是由于物镜32存在畸变像差等，因此对由物镜32得到的图像数据的失真进行校正。

在下一个步骤S16中，CPU根据内窥镜图像检测出要使内窥镜前端通过的目标位置。具体地说，对管腔暗部的位置进行检测。

在下一个步骤S17中，由于通过步骤S16检测出的目标位置为二维的位置信息，CPU使用上述SFS法等将其变换为三维坐标。

然后，在下一个步骤S18中，CPU利用映射信息来算出与使内窥镜前端的方向与目标位置的方向一致(或者使内窥镜前端的方向指向目标位置的方向)的弯曲方向相当的目标滑轮角度(在图14中后述)。

在下一个步骤S19中，根据算出的目标滑轮角度来算出对应的马达电压。此外，在图7所示的结构例中，将该算出作为弯曲量控制线程56的处理来进行。算出的马达电压被施加到马达单元22的马达43a、43b，通过马达43a、43b的旋转驱动来对弯曲部18进行弯曲驱动。

接着参照图14来说明算出目标滑轮角度的处理。

在最初的步骤S21中构成主处理部55的CPU将目标位置的

坐标变换为以内窥镜基准位置为原点的相对坐标。

在下一个步骤S22中，CPU进行变换使得内窥镜的前端侧的Up方向与y轴一致、并且线圈位置B的轴向与z轴一致。这成为为了使用映射58而与其坐标系进行匹配的变换条件或设定条件。能够根据制作映射58时的过程容易理解此内容。

图15表示该步骤S22的处理的情形。在步骤S21的状态下的内窥镜前端侧的状态通常为如图15所示那样。此外，如图15所示，线圈位置B是弯曲部后端的基准位置。

如图15所示，内窥镜前端(在此，以前端线圈的具体例来表示)的位置A位于映射58(映射曲面)上，但是该状态下的内窥镜Up方向通常不与映射58的Up方向一致。

因此，通过旋转处理对内窥镜的Up方向进行变换使得与作为预先设定为映射58的Up方向的基准方向的例如y轴一致。此外，如图15所示，通过该变换，目标位置也如箭头所示那样进行移动。当利用四元数时，能够容易地进行该旋转处理。

如图16所示那样对与图15中的内窥镜前端的Up方向和映射58的y轴方向正交的C轴进行设定，使得绕该C轴旋转旋转角 ϕ 来使内窥镜前端的Up方向与映射58的y轴方向一致。

如图16所示，通过该旋转角 ϕ ，前端线圈位置A向以符号B'表示的位置移动。当利用根据规定C轴的方向向量和旋转角 ϕ 来生成的四元数时，能够容易地进行前端线圈位置A的位置的变换。接下来，进行同样的变换使得变换后的线圈位置B的轴向与z轴一致。

在图14中的步骤S22的处理之后，在下一个步骤S23中，CPU算出与目标位置的方向相当的映射坐标系上的位置坐标(例如连续坐标)。

具体地说，确定最能近似于目标位置的方向的映射上的位

置(内窥镜前端位置及前端方向)。该步骤S23的处理构成目标位置方向算出部。

这样，在通过步骤S21~S23算出能够近似于目标位置方向的映射位置之后，同样通过步骤S24~S26对当前的内窥镜前端也进行同样的处理来算出对应的映射上的位置。

具体地说，在步骤S24中，CPU将内窥镜前端的坐标变换为以内窥镜基准位置为原点的相对坐标。在下一个步骤S25中，CPU进行变换使得内窥镜的Up方向与y轴一致、并且线圈位置B的轴向与z轴一致。

在下一个步骤S26中，CPU算出与内窥镜前端位置相当的映射坐标系上的位置坐标(例如连续坐标)。然后，通过该步骤S26能够算出当前的内窥镜前端位置朝向的方向。该步骤S26构成前端方向算出部。

然后，在下一个步骤S27中，CPU根据映射坐标来算出目标滑轮角度的值。

图17表示通过步骤S27算出目标滑轮角度的情形。通过步骤S26，例如如图17所示，通过确定当前的内窥镜前端(坐标P_p、方向D_p)算出与该状态对应的滑轮角度(θ_a, θ_b)来作为当前的绝对滑轮角度值。

另外，在步骤S23中也算出与目标位置对应的目标位置用滑轮角度(θ_c, θ_d)来作为绝对滑轮角度值。

然后，算出这两个绝对滑轮角度值的差值、即相对角度($\theta_c-\theta_a, \theta_d-\theta_b$)来作为(图13的步骤S18中示出的)目标滑轮角度，该目标滑轮角度作为从当前的内窥镜前端的状态向目标位置的方向进行弯曲控制的弯曲控制目标。

根据步骤S27的处理可知，在从当前的内窥镜前端的状态(通常为弯曲的状态)向目标位置的方向弯曲的情况下，利用滑

轮角度(θ_a, θ_b)与滑轮角度(θ_c, θ_d)之间的差值(即，相对值)来决定弯曲(驱动)量，其中，上述滑轮角度(θ_a, θ_b)与当前的弯曲状态对应，上述滑轮角度(θ_c, θ_d)与目标位置对应。

因此，在由于重复进行弯曲操作或经年的变化而导致弯曲用的缆线变长从而产生了操作侧的操作量与前端侧的弯曲量不一致的偏差(基准位置的偏差)的情况下，也利用相对值来决定弯曲驱动量，因此能够进行高精确度的弯曲控制。

进行补充说明，例如在从当前的内窥镜前端的位置及方向向弯曲的目标位置侧弯曲的情况下，不使用操作侧的实际的滑轮角度值而使用与映射58上的当前的内窥镜前端的位置及方向对应的滑轮角度值。

因此，即使弯曲缆线变长而导致操作侧的实际的滑轮角度中的基准值出现偏差也由于使用根据映射58算出的滑轮角度的相对值而能够高精确度地进行弯曲控制。

另外，本实施例中设为预先对在使弯曲部18弯曲的情况下弯曲部18的三维的弯曲信息进行了数据化的映射58，因此也可以不使用该映射58而通过进行运算等来进行弯曲控制，但是与这种情况相比，能够通过简单的运算来进行弯曲控制。

另外，与不使用映射58的情况相比，能够短时间内算出弯曲方向及弯曲量，因此能够进行响应性较高的弯曲控制。

也就是说，在上下、左右的各方向上，形成了对在使弯曲部18精细地弯曲的情况下多个滑轮角度坐标值以及与各滑轮角度坐标值对应的内窥镜前端的三维位置及其方向进行了数据化的(数据)映射58。

因此，在已知两者中的一方的情况下，仅通过读出另一方就可以进行算出。也就是说不需要进行复杂的运算就可以短时间内算出弯曲方向及弯曲量。

另外，映射58以离散值进行了数据化，因此在需要算出与未数据化的值对应的弯曲方向及弯曲量的情况下，也由于存在与该值相近的进行了数据化的值，能够使用作为近似解法(近似评价法)之一的例如拟牛顿法来简单地算出想要算出的值。

例如，如图17所示，需要根据目标位置的坐标来算出在映射58的坐标系上相当于该目标位置的方向的目标位置用滑轮角度(θ_c, θ_d)。在这种情况下，各格子(格子点)上的位置及滑轮角度值是已知的，因此例如求出多个格子上的各方向与目标位置的方向之间的偏差量。

然后，能够根据这些三维的偏差量，用拟牛顿法来算出作为该偏差量足够小的近似值的方向的值，能够算出相当于该算出的方向的目标位置用滑轮角度(θ_c, θ_d)。

这样根据本实施例，通过使用作为使插入部9的前端侧的弯曲部18弯曲的情况下三维弯曲信息的映射信息，能够高精度地进行弯曲控制。

另外，根据本实施例，易于进行如图18所示那样利用内窥镜前端压住肠管等的皱襞的手术。

也就是说在本实施例中，利用映射58能够检测内窥镜前端的位置及方向，因此易于进行如图18所示那样用内窥镜前端(示意性地以前端线圈来表示)将皱襞60例如压向箭头方向的手术。

此外，如果生成减小图10示出的格子之间的值的数据，则也可以几乎不使用插值等而根据格子上(映射数据点上)的数据来算出目标滑轮角度等。

另外，在目标位置位于映射58的坐标系上或者是与之相近的状态的情况下，能够算出映射58上的当前的内窥镜前端的位置上的滑轮角度值与相当于目标位置的映射上的位置的滑轮角度值之间的差值来作为目标滑轮角度。

另外，也可以根据目标位置的位置信息算出映射58上的对应的滑轮角度，以代替根据目标位置的方向的信息来算出映射58上的对应的滑轮角度。

此外，也可以设为如图19所示那样的结构。图19表示变形例中的内窥镜2及PC主体7。如该变形例所示，也可以设为在各内窥镜2中内置保存有上述映射58的信息(由非易失性存储器等构成)的映射信息保存部61的结构。

并且，在内窥镜2与PC主体7连接的情况下，也能够由进行PC主体7内的主处理部55等的处理的CPU62读出该映射58的信息，并保存到PC主体7的硬盘63、非易失性存储器、存储器52等中，以用于弯曲控制。

另外，在使用之后，也可以在PC主体7侧将映射58的信息与内窥镜2所具有的ID信息相关连地进行保存。

此外，内窥镜2具备ID信息产生部(在图19中简述为ID)64，该ID信息产生部64产生该内窥镜2所固有的ID信息。

另外，也可以在内窥镜2中不保存映射58的信息而在PC主体7侧将内窥镜2的映射58的信息与该内窥镜2的ID信息一起进行保存。

在图19中，示出了如下结构：在ID信息为IDA的情况下使ID信息与映射信息MDA成对地保存映射信息，在ID信息为IDB的情况下使ID信息与映射信息MDB成对地保存映射信息。

并且，在内窥镜2被连接在PC主体7上的情况下，也能够由CPU 62读出内窥镜2的ID信息，并使用与该ID信息对应的映射58的信息来进行弯曲控制。

并且根据本变形例，即使在实际连接到PC主体7上使用的内窥镜2不同的情况下，也能够使用作为三维的弯曲信息的映射信息来进行高精确度的弯曲控制，其中，上述三维的弯曲信息

与该内窥镜2的情况下弯曲部18的弯曲对应。除此之外，具有与实施例1相同的效果。

此外，通过对上述实施例等部分地进行组合等而构成的实施例等也属于本发明。

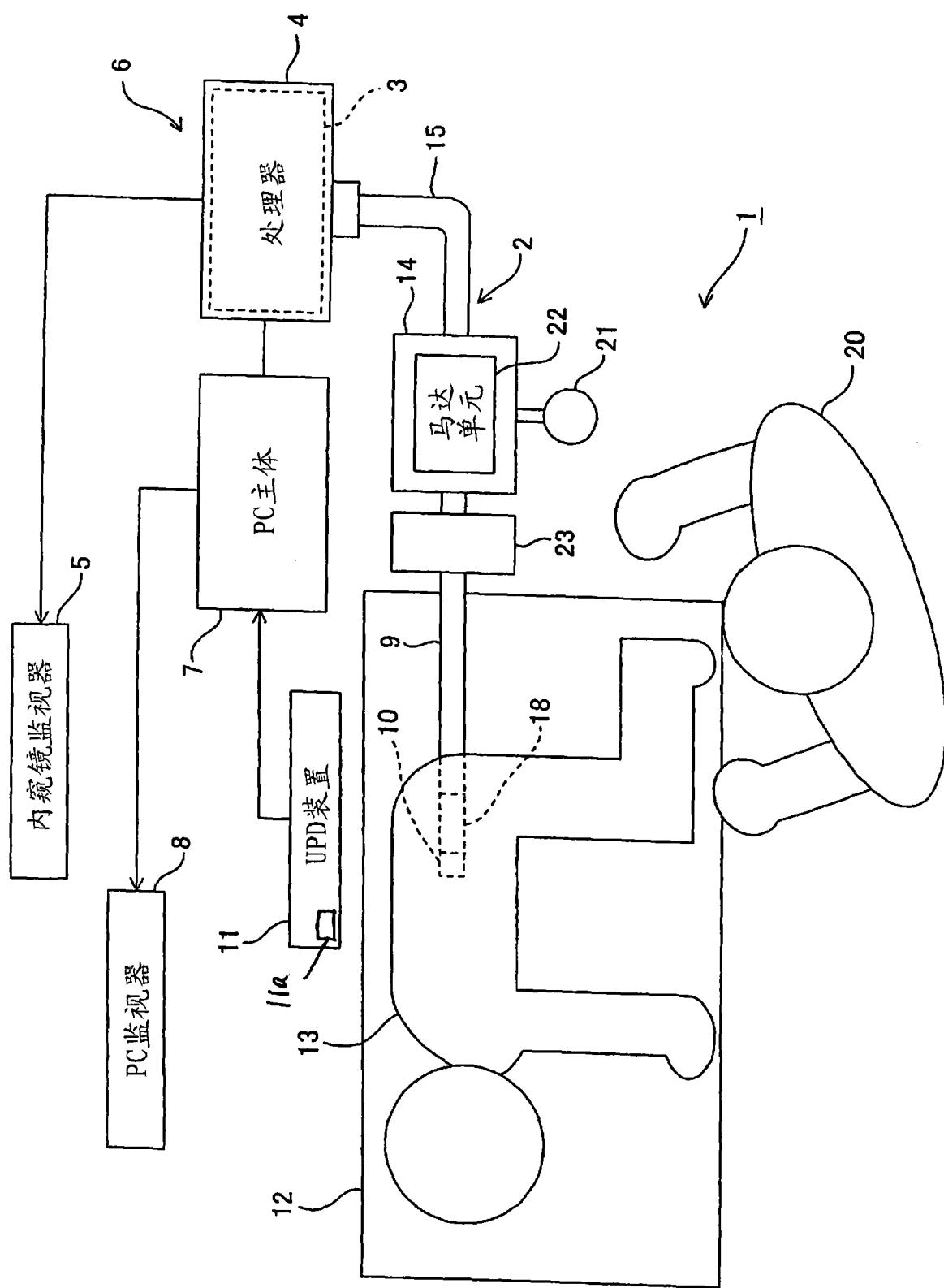


图 1

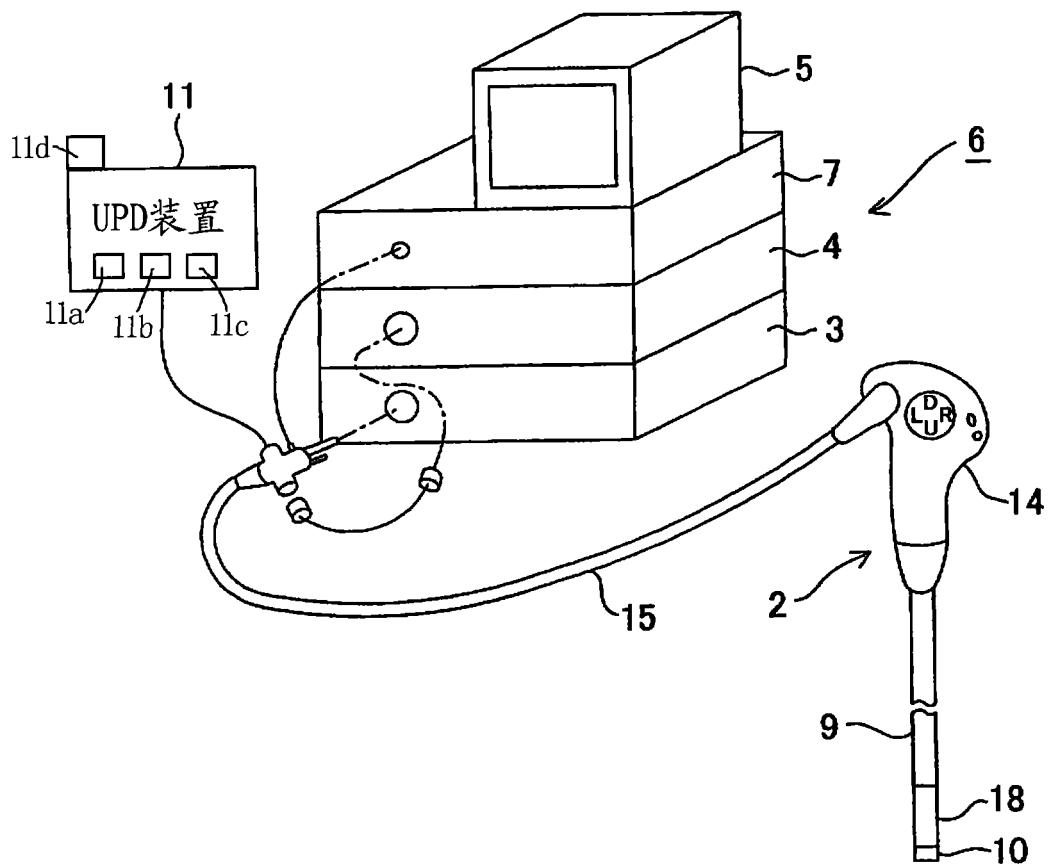


图 2

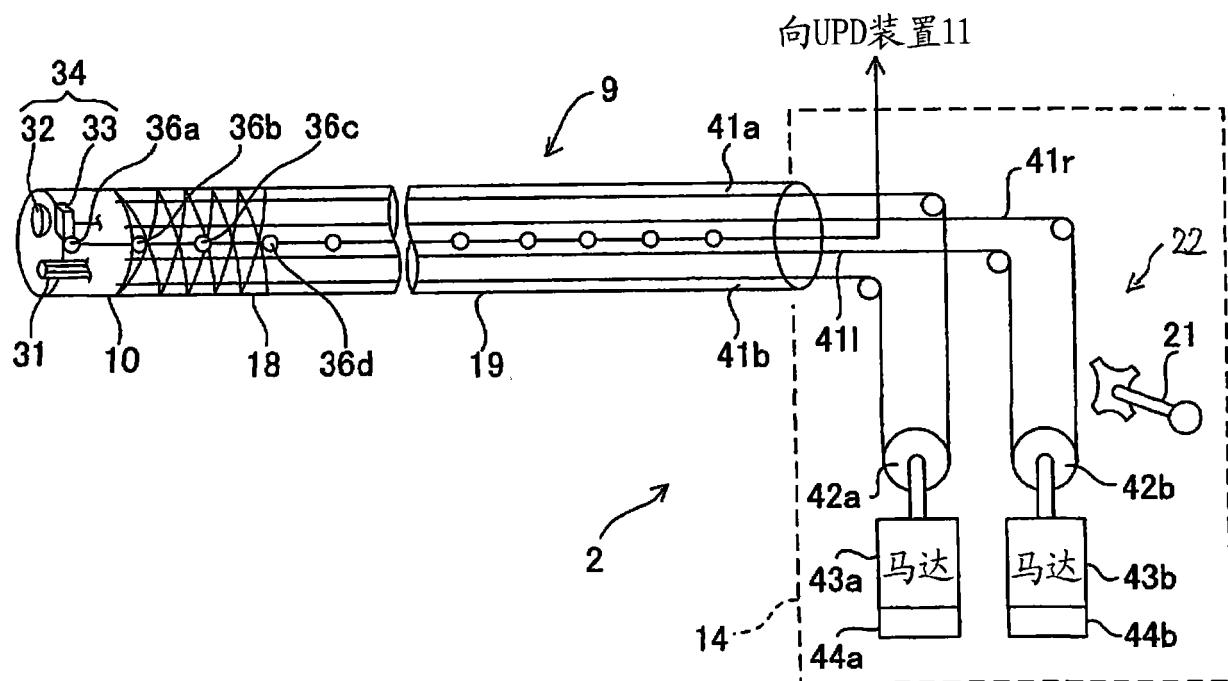


图 3

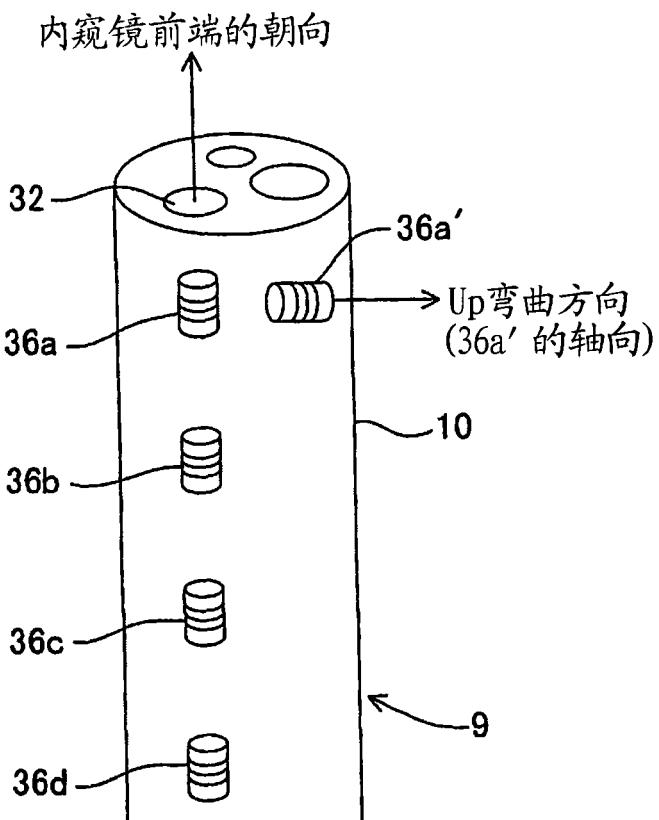


图 4

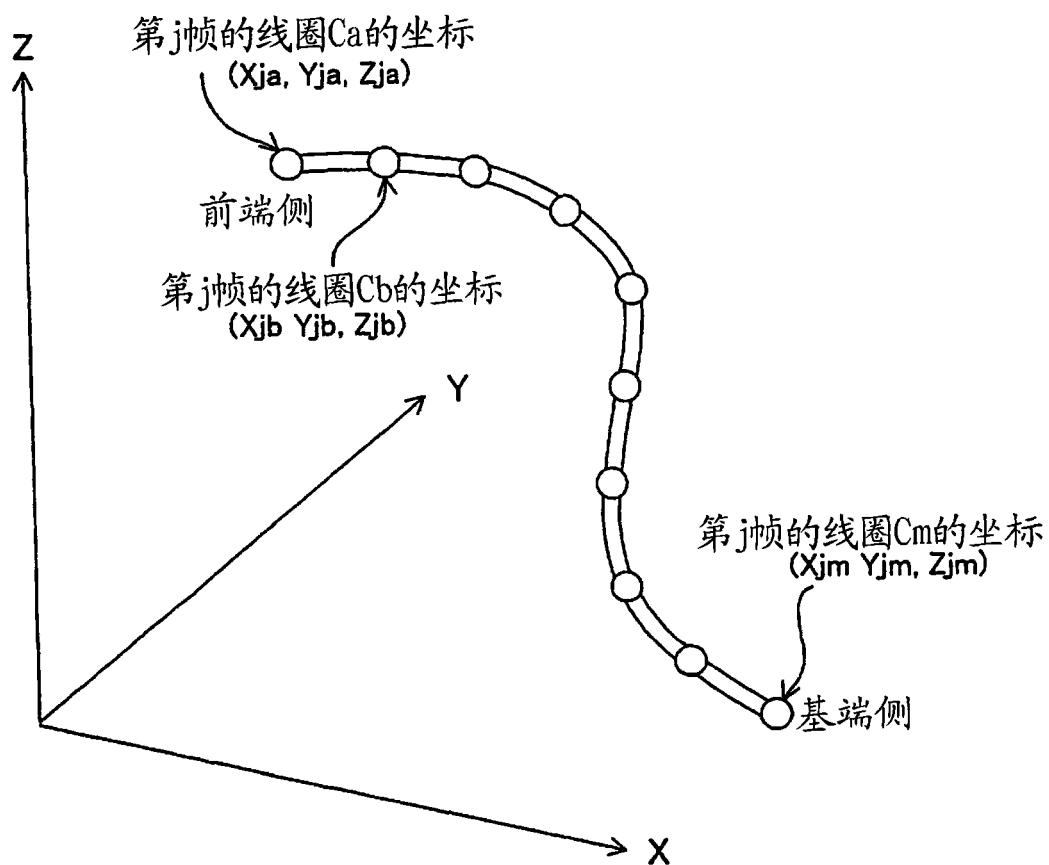


图 5

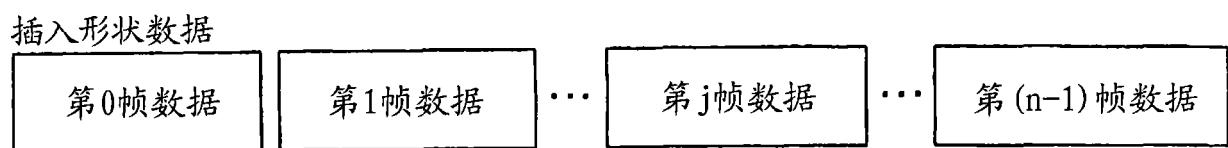


图 6A

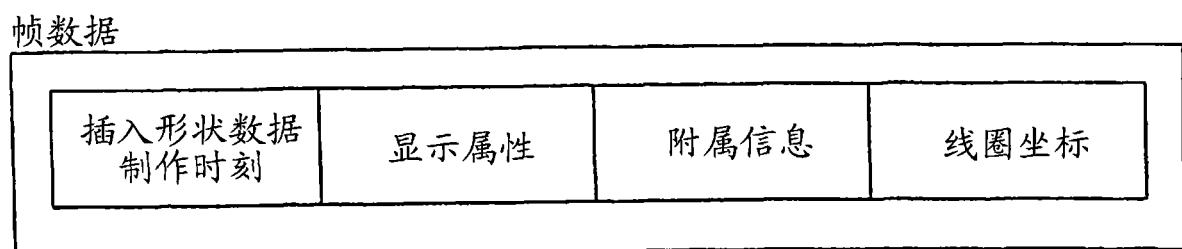


图 6B

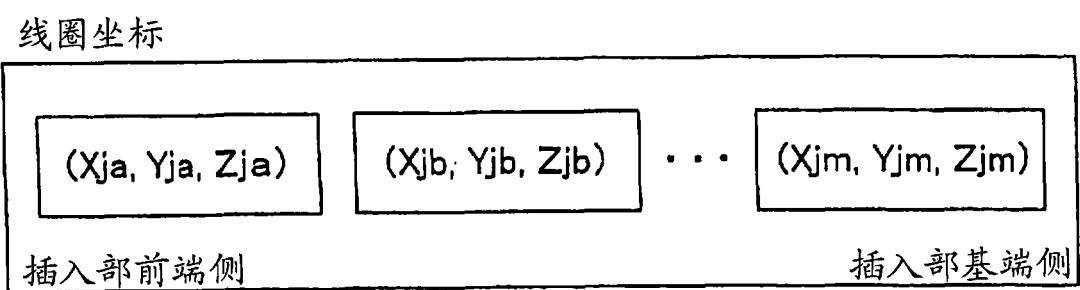


图 6C

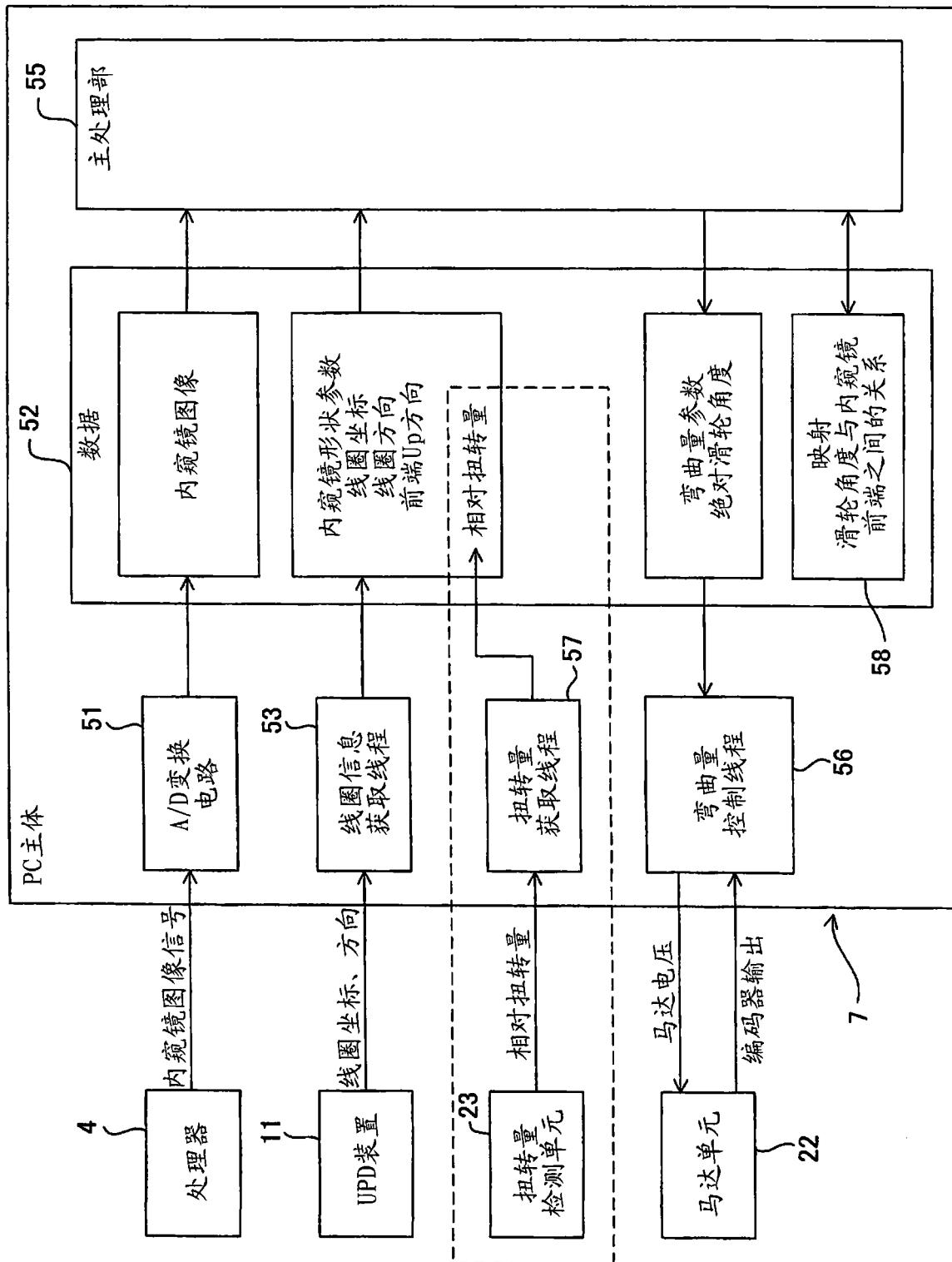
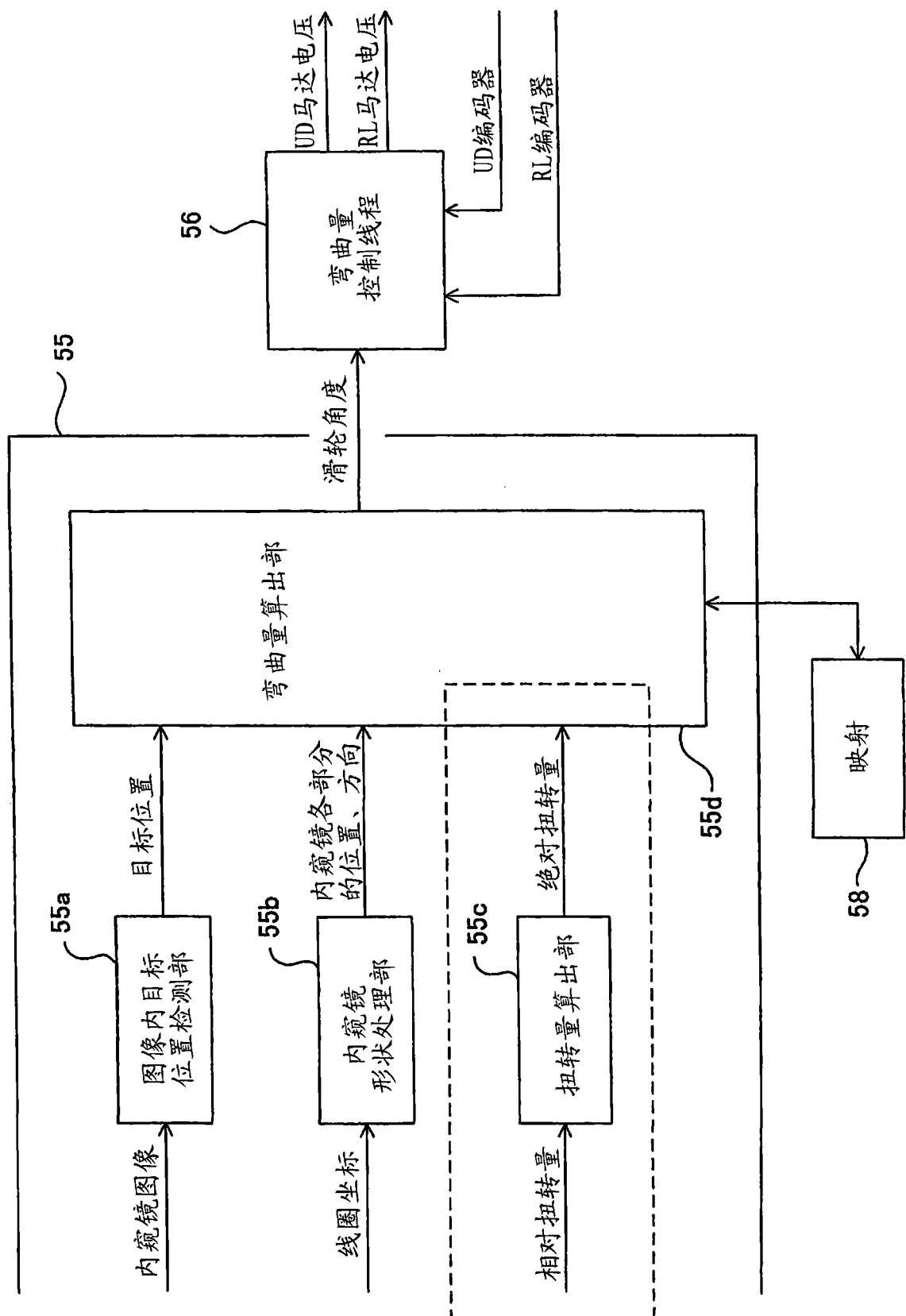


图 7



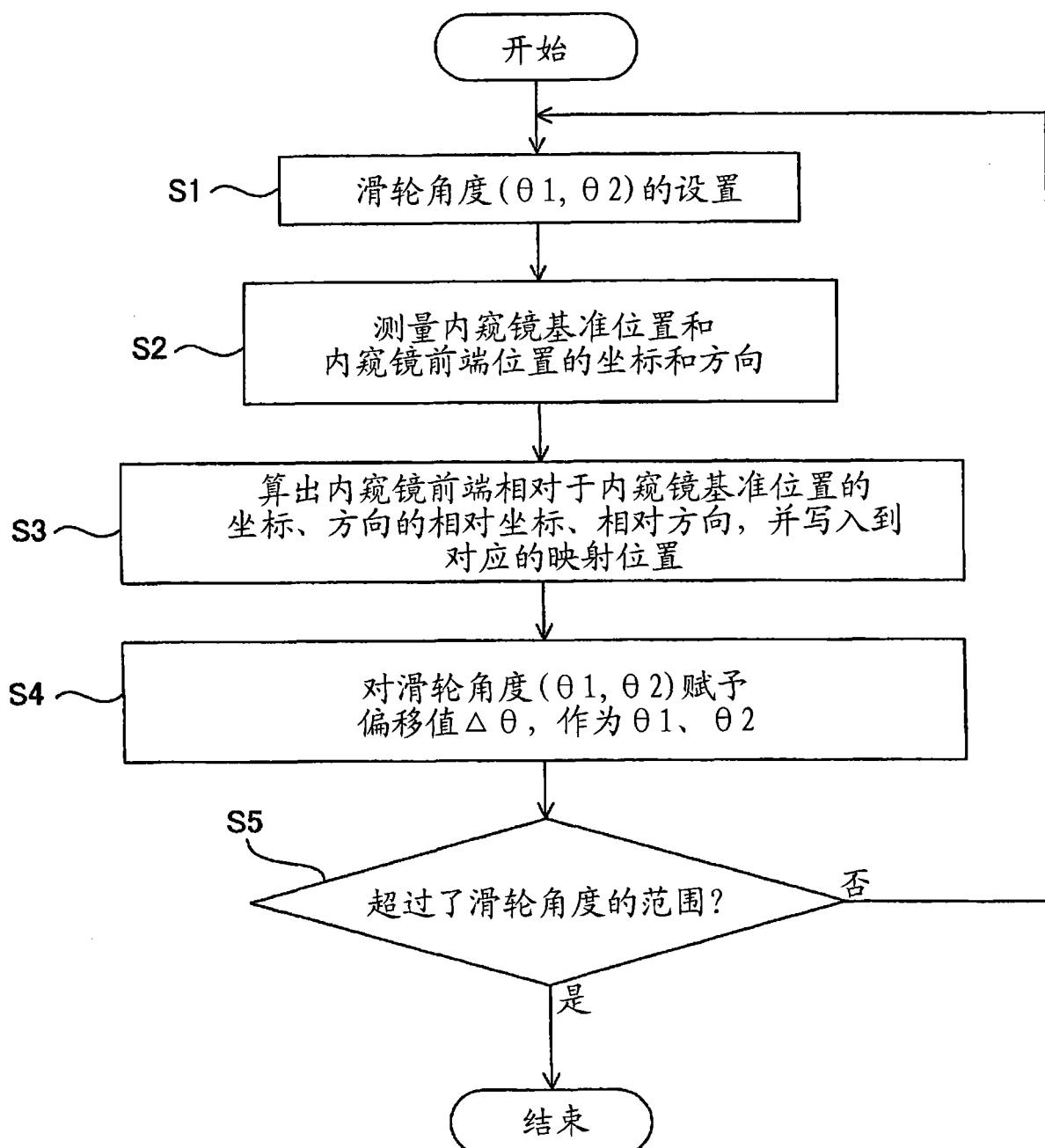


图 9

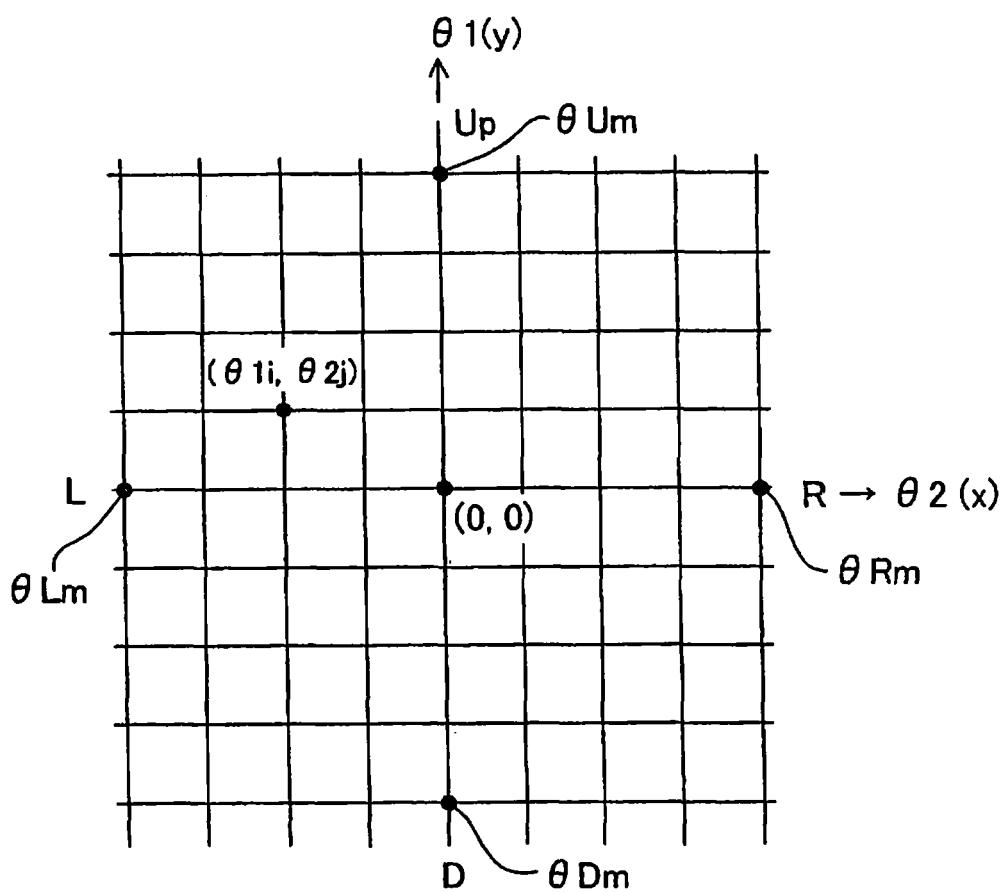


图 10

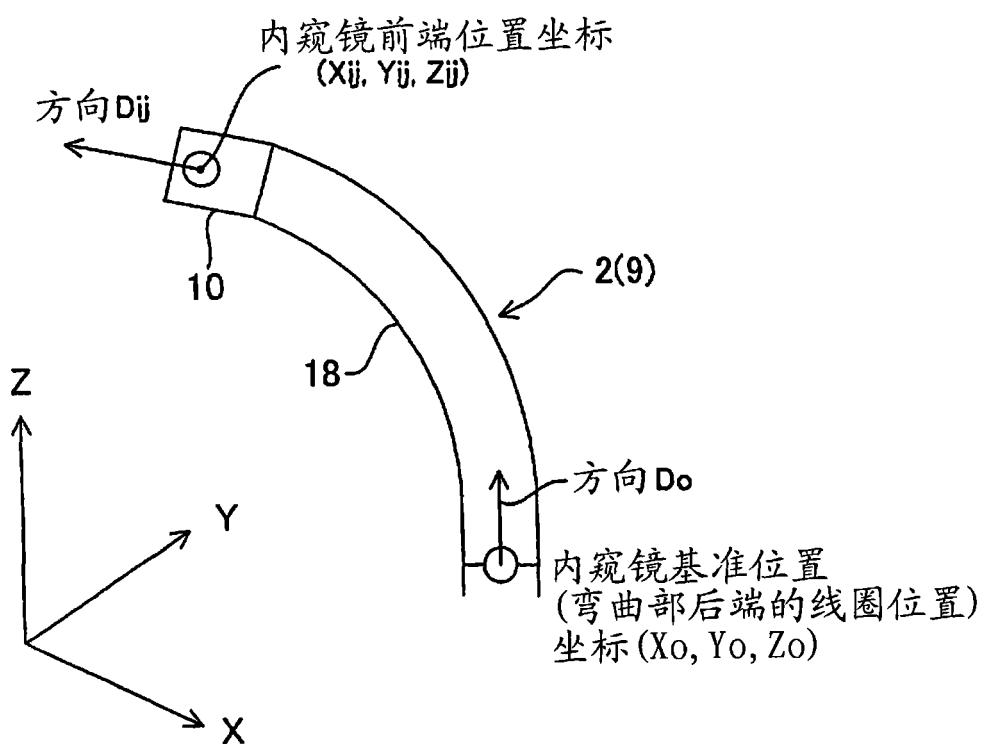


图 11

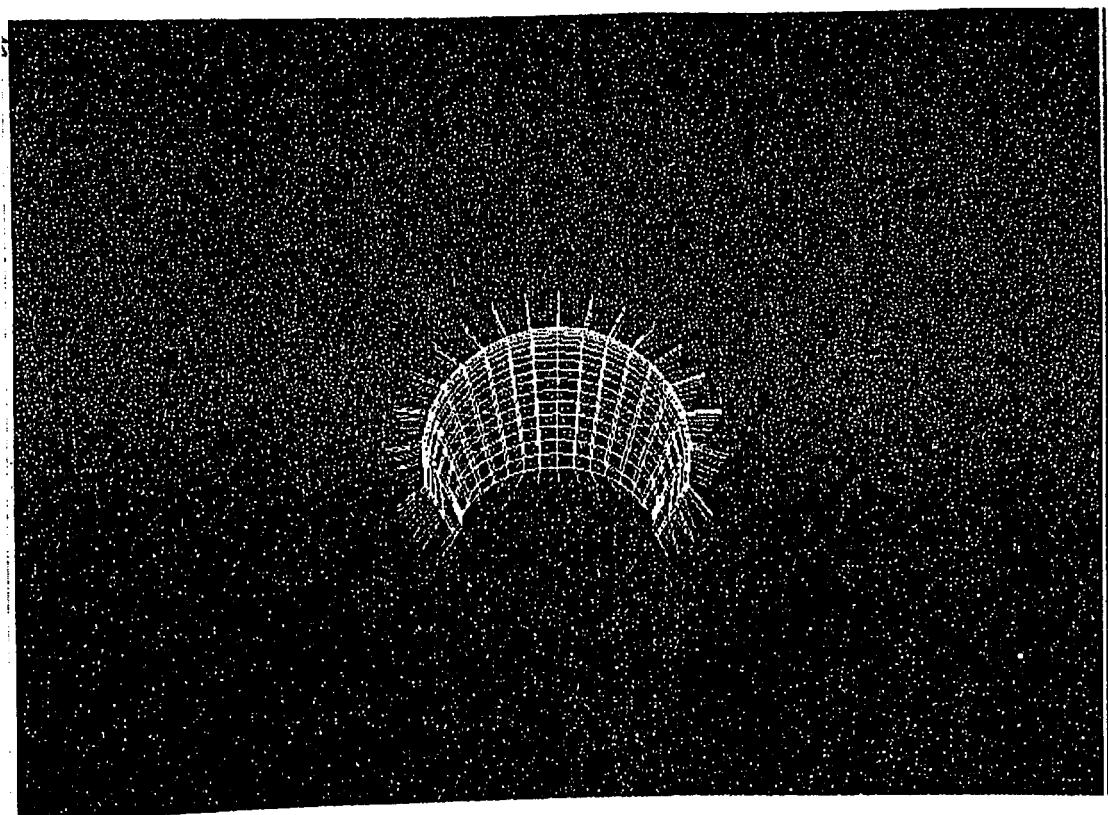


图 12A

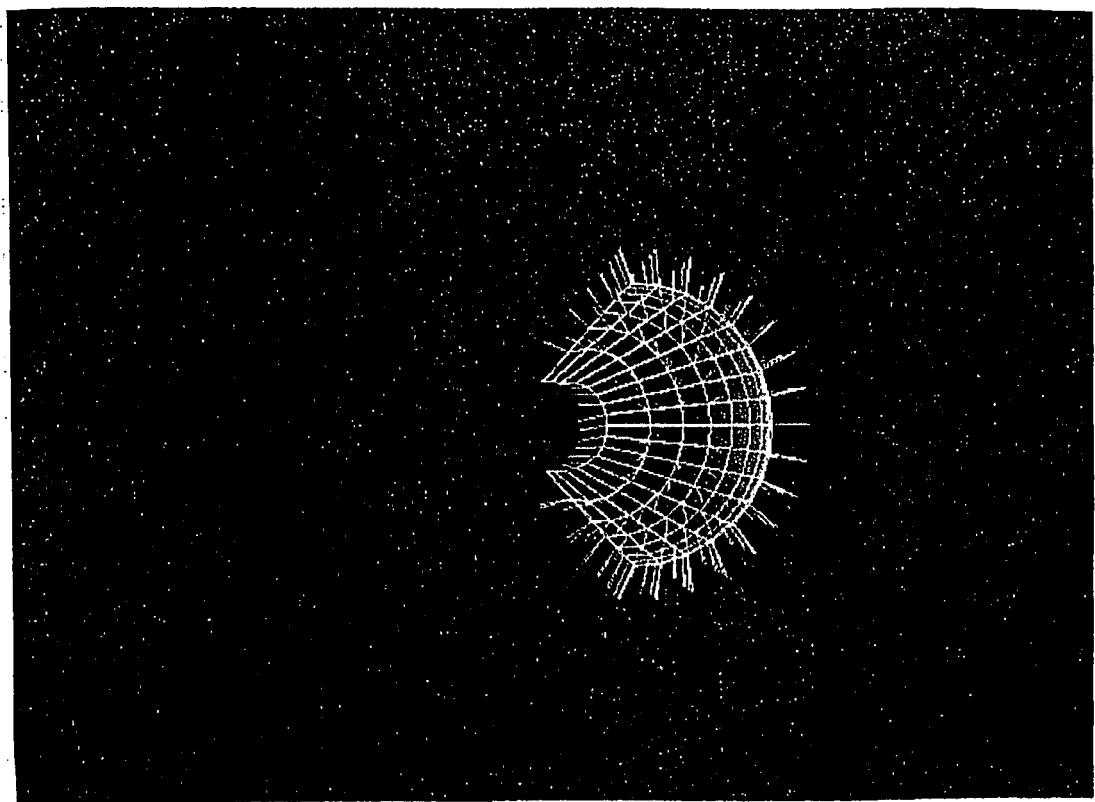


图 12B

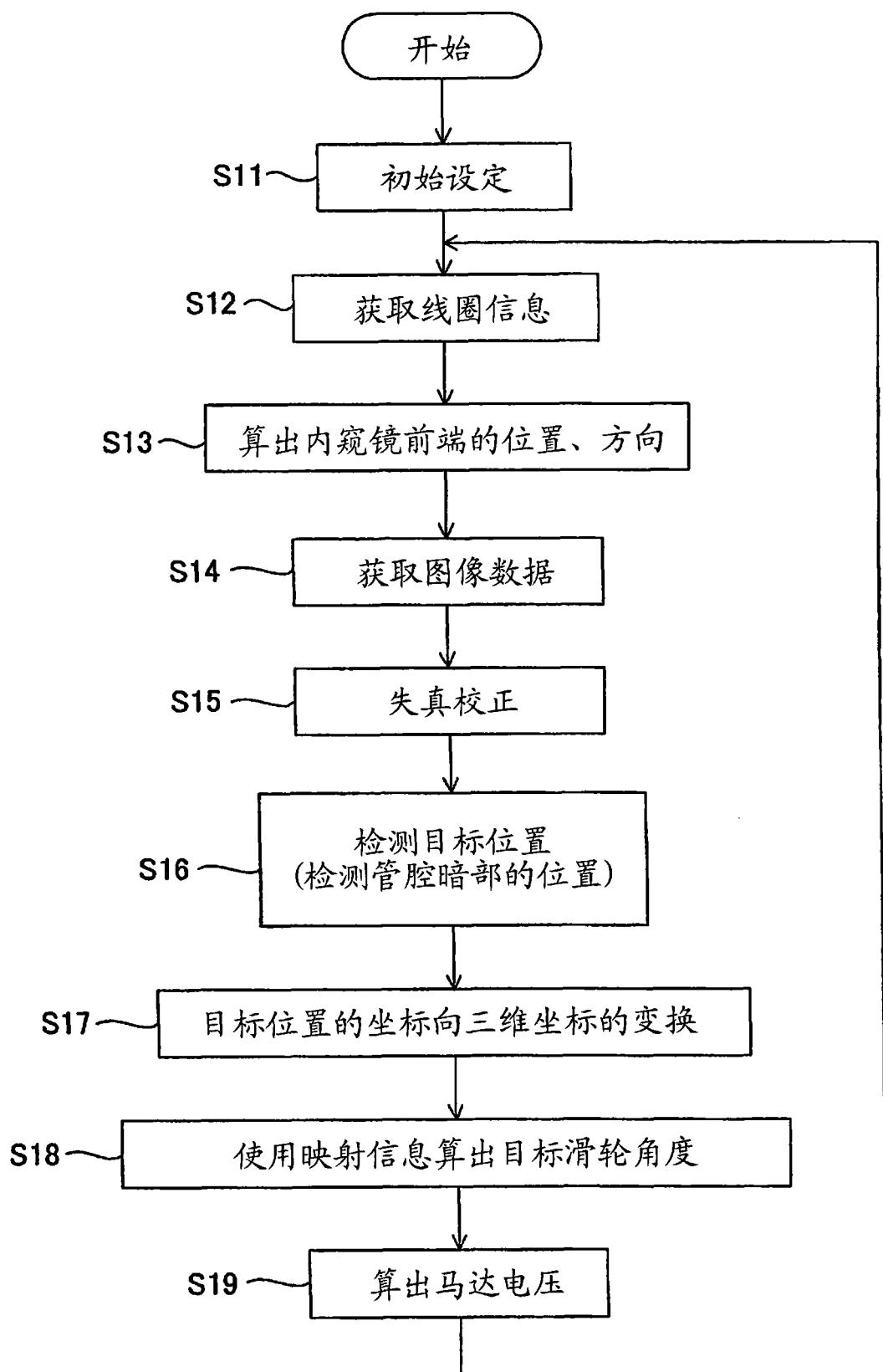


图 13

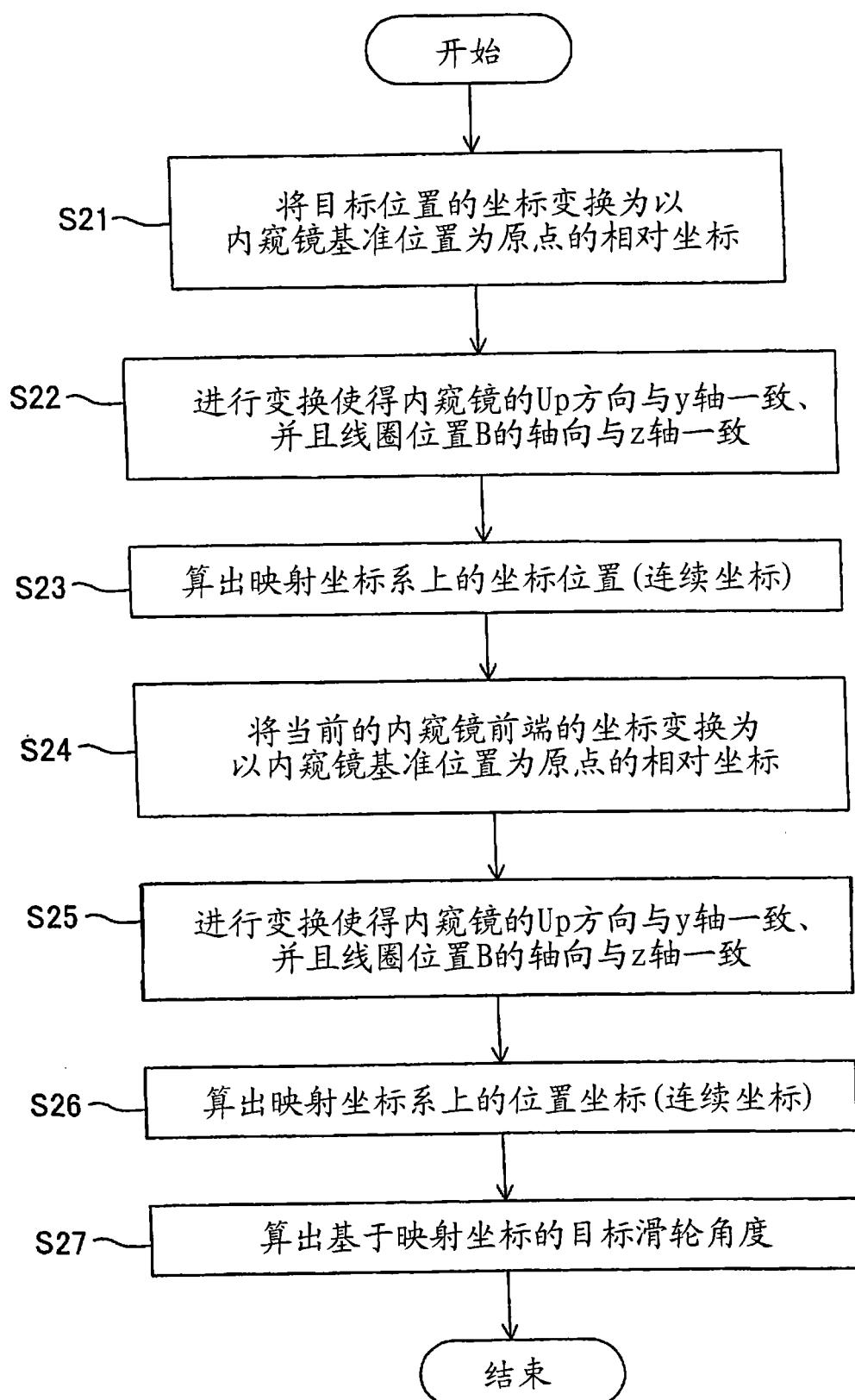


图 14

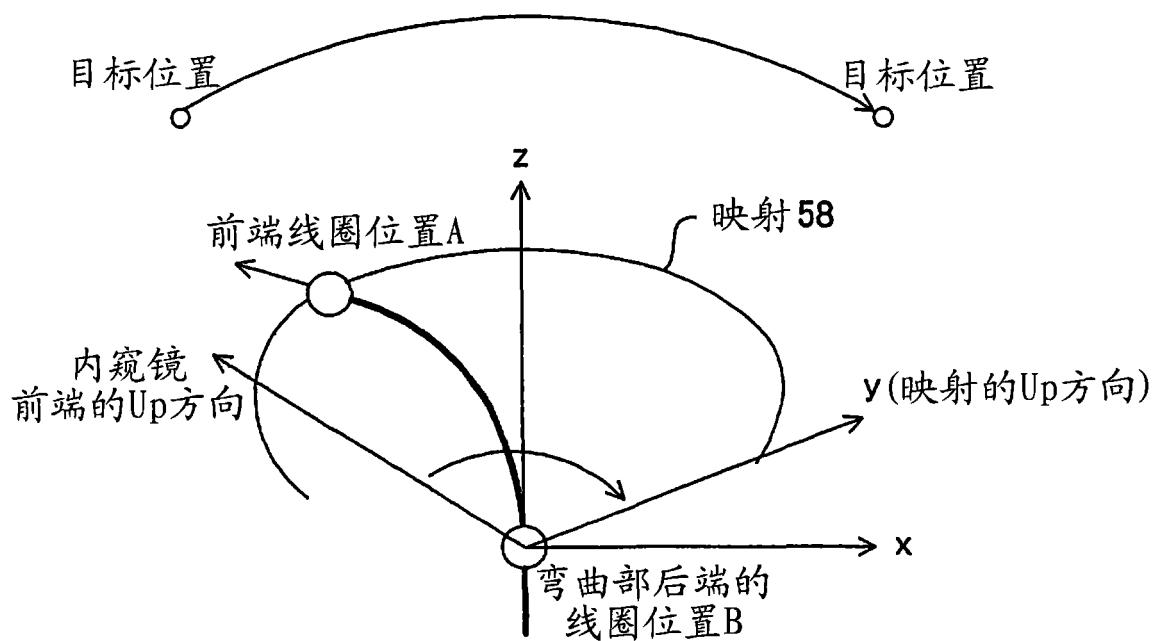


图 15

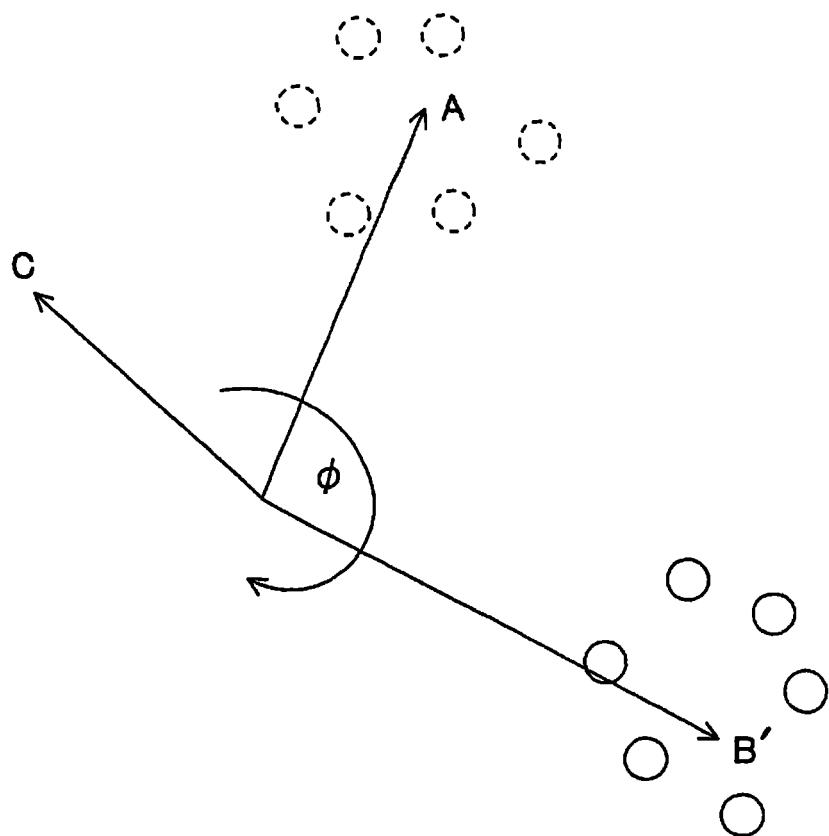


图 16

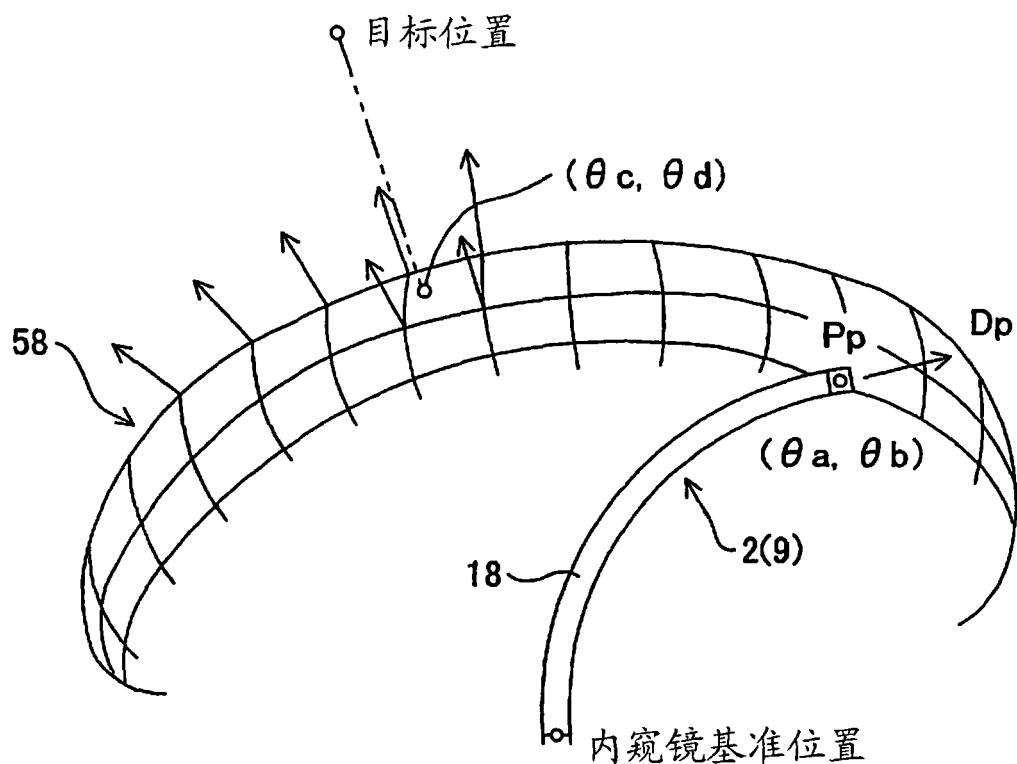


图 17

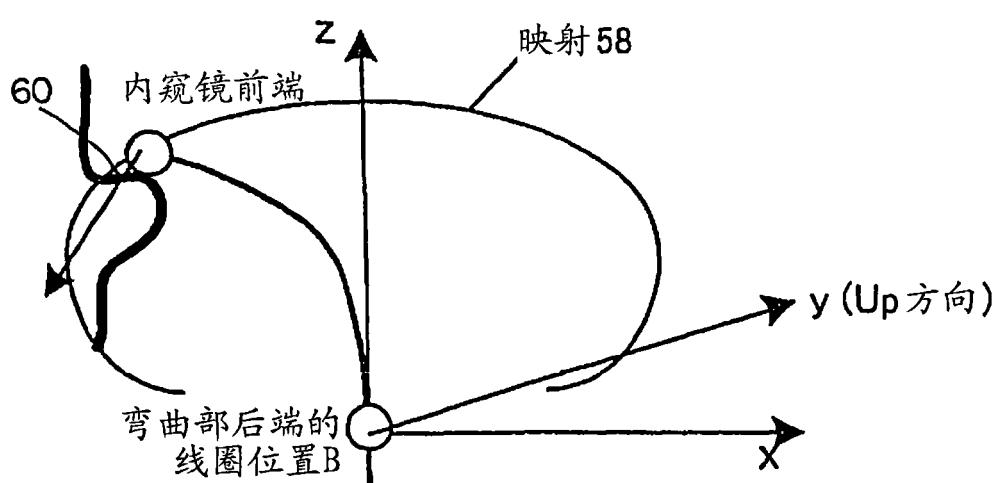


图 18

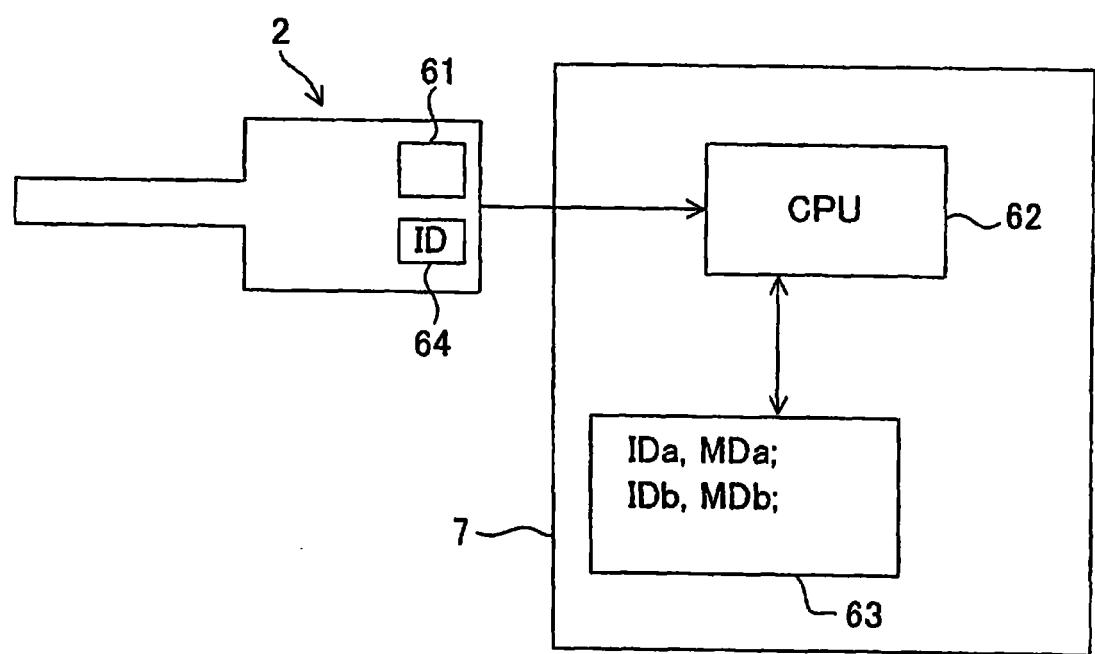


图 19

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN101455554A	公开(公告)日	2009-06-17
申请号	CN200810179373.4	申请日	2008-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	田中秀树 长谷川润 中村俊夫		
发明人	田中秀树 长谷川润 中村俊夫		
IPC分类号	A61B1/01		
CPC分类号	A61B5/065 A61B5/06 A61B1/0052 A61B1/0016		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2007318658 2007-12-10 JP		
其他公开文献	CN101455554B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统，该内窥镜系统具有：内窥镜，该内窥镜的弯曲部形成在插入部的前端侧；弯曲驱动部，其电气地对上述弯曲部进行弯曲驱动；映射信息保存部，其保存映射信息，该映射信息是以弯曲部的后端附近的位置为基准位置、将使弯曲部弯曲的情况下弯曲量和对应于弯曲量的插入部前端的三维位置及方向相关连地进行数据化而得到的映射信息；位置/方向检测部，其检测插入部前端的三维位置及方向；以及弯曲控制部，其使用映射信息来控制弯曲驱动部的弯曲驱动使得插入部前端指向作为目标的目标方向。

